



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Ciencias Físicas

Escuela Profesional de Física

**Comparación dosimétrica de cuatro sistemas de
detección para campos pequeños de un haz de fotones
de 6 MV**

TESIS

Para optar el Título Profesional de Licenciado en Física

AUTOR

Luis Robert UMPIRE BARRIOS

ASESOR

Navor Enrique FIGUEROA JAMANCA

Lima, Perú

2019



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Umpire, L. (2019). *Comparación dosimétrica de cuatro sistemas de detección para campos pequeños de un haz de fotones de 6 MV*. Tesis para optar el título profesional de Licenciado en Física. Escuela Profesional de Física, Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Lima, Perú.

HOJA DE METADATOS COMPLEMENTARIOS

Código Orcid del autor (dato opcional):

Código Orcid del asesor:

0000-0001-6768-5540

DNI del autor:

44462636

Grupo de investigación:

Institución que financia parcial o totalmente la investigación:

INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS

Ubicación geográfica donde se desarrolló la investigación. Debe incluir localidades y

coordenadas geográficas:

Coordenadas Geográficas:

Latitud: 12°6'44.3" S; Longitud: 76°59'54.05" W

Ubicación:

Av. Angamos 2520, Distrito de Surquillo, Provincia de Lima, Región Lima.

Año o rango de años que la investigación abarcó:

2018



Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS
ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS PARA OPTAR EL
TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA

Siendo las 18:00 horas del jueves 24 de octubre del 2019, en el Salón de Grados de la Facultad de Ciencias Físicas (Auditorio 109), bajo la Presidencia del Mg. Máximo Hilario Poma Torres (Presidente), Dr. Raúl Félix Carita Montero (Miembro), Lic. Navor Enrique Figueroa Jamanca (Asesor) y, el Dr. Galo Patiño Camargo (Suplente), se dio inicio a la Sesión Pública de Sustentación de Tesis para la Licenciatura en Física, mediante la Modalidad M1, del Bachiller:

UMPIRE BARRIOS, LUIS ROBERT

Dando lectura al Resumen del Expediente, el Presidente del Jurado, invitó al Bachiller Umpire Barrios, Luis Robert a realizar una exposición de Trabajo de Tesis titulada: "Comparación dosimétrica de cuatro sistemas de detección para campos pequeños de un haz de fotones de 6 MV".

Concluida la exposición del candidato y luego de las preguntas de rigor por parte del Jurado, el Presidente, invitó al Bachiller y al público a abandonar momentáneamente la Sala de Sesión, para dar paso a la deliberación y calificación por parte del Jurado.

Al término de la deliberación del Jurado el Mg. Máximo Hilario Poma Torres, invitó al candidato y al público a pasar a la Sala de Sesión, para dar lectura al resultado de la deliberación. Ha obtenido la calificación de:

MUY BUENO
(MENCIÓN)

17
(NÚMERO)

DIECISIETE
(LETRAS)

Finalmente, el Presidente del Jurado, propone al consejo de la Facultad que se le declare Licenciado en Física al Bachiller Umpire Barrios, Luis Robert. Siendo las 19:30 Horas, se levanta la Sesión.


Mg. Máximo Hilario Poma Torres
PRESIDENTE


Lic. Navor Enrique Figueroa Jamanca
ASESOR


Dr. Raúl Félix Carita Montero
MIEMBRO


Dr. Galo Patiño Camargo
SUPLENTE

Este trabajo esta dedicado a mi familia, en especial a mis padres por todo el apoyo y sacrificio que me brindaron.

Con todo mi amor.

Agradecimientos

Agradezco a todas las personas que me apoyaron para elaborar este trabajo de tesis, en especial a mi asesor Navor Enrique Figueroa Jamanca, quien me brindó toda su confianza para poder emprender en el mundo de la física médica, así mismo al Dr. Gustavo Sarria Bardales y Dra. Adela Heredia Zelaya por el apoyo institucional, hago extensión también mi agradecimiento a los físicos Jhonatan W. Pacheco Colqui y Walter J. Vilca Vega.

Índice general

Dedicatoria	I
Agradecimientos	II
Índice de figuras	V
Índice de tablas	VII
Resumen	VIII
1 Introducción	1
1.1 Problemas asociados a la dosimetría para campos pequeños	1
1.2 Planteamiento del problema	1
1.2.1 Problema general	1
1.2.2 Problemas específicos	2
1.3 Objetivos	2
1.3.1 Objetivo general	2
1.3.2 Objetivos específicos	2
1.4 Hipótesis	2
1.5 Justificación e importancia	2
2 Fundamento teórico	3
2.1 Estructura Atómica y Nuclear	3
2.1.1 Definiciones básicas para la estructura atómica	3
2.2 Interacción de electrones	4
2.2.1 Interacciones electrón-electrón	5
2.2.2 Interacciones electrón-núcleo	6
2.2.3 Poder de frenado	8
2.3 Interacción de Fotones	9
2.3.1 Tipos de radiación indirectamente ionizante	9
2.3.2 Atenuación de fotones	9
2.3.3 Tipos de interacción de fotones	11
2.4 Magnitudes y Unidades Radiológicas	14
2.4.1 Magnitudes radiométricas	14
2.4.2 Coeficientes de Interacción	15
2.4.3 Magnitudes dosimétricas	16
2.5 Teoría de Bragg - Gray	19
2.6 Teoría de Spencer - Attix	19
2.7 Acelerador lineal de uso clínico	20
2.8 Dosimetría relativa	20
2.8.1 Factor de campo OF	21
2.8.2 Porcentaje de dosis en profundidad PDD	22
2.8.3 Región de build up	22
2.8.4 Perfiles de dosis	23
2.9 Tecnologías de detección	23
2.9.1 Detector tipo cámaras de ionización	23
2.9.2 Detector tipo diodo	24
2.9.3 Detector tipo diamante	24
2.10 Campos pequeños	25
2.10.1 ¿Qué es un campo pequeño?	25
2.10.2 Oclusión parcial de la fuente de fotones	25

2.10.3	Equilibrio electrónico (EE) y falta de EE	25
2.10.4	Equilibrio Electrónico Lateral (EEL)	26
2.10.5	Efecto de volumen en la dosis	26
2.10.6	Penumbra	27
3	Equipamiento utilizado	28
3.1	Acelerador Lineal ELEKTA	28
3.2	Semiflex 31010	29
3.3	PinPoint 31014	30
3.4	Diodo E 60017	31
3.5	microDiamond 60019	32
4	Procedimiento experimental	34
4.0.1	Detectores tipo cámaras de ionización	34
4.0.2	Detectores de estado sólido	36
5	Resultados	38
5.1	Factores de campo (OF)	38
5.2	Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)	43
5.2.1	Detector Semiflex 31010	43
5.2.2	Detector Pinpoint 31014	45
5.2.3	Detector Diodo E 60017	46
5.2.4	Detector microDiamond 60019	46
5.2.5	Campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$	47
5.2.6	Campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$	49
5.2.7	Campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$	49
5.2.8	Campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$	50
5.2.9	Campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$	50
5.3	Perfiles de dosis	52
5.3.1	Campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$	52
5.3.2	Campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$	53
5.3.3	Campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$	54
5.3.4	Campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$	55
5.3.5	Campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$	56
6	Conclusiones	59
7	Recomendaciones	60
	Anexos	61
	Referencias	70

Índice de figuras

Figura 1:	Modelo atómica y nuclear	3
Figura 2:	Parámetro de impacto	5
Figura 3:	Ionización y excitación del átomo	6
Figura 4:	Radiación de frenado (Bremsstrahlung)	6
Figura 5:	Dirección angular para la producción de fotones	7
Figura 6:	Atenuación de fotones	9
Figura 7:	Efecto fotoeléctrico	12
Figura 8:	Efecto Compton	13
Figura 9:	Creación de pares	14
Figura 10:	Cavidad Bragg - Gray	19
Figura 11:	Acelerador lineal de electrones	20
Figura 12:	Variación del OF	21
Figura 13:	Ejemplo de curvas PDD	22
Figura 14:	Cámara de ionización	23
Figura 15:	Detector de Diodo	24
Figura 16:	Detector de diamante	24
Figura 17:	Oclusión de la fuente de fotones	25
Figura 18:	Desequilibrio electrónico lateral	26
Figura 19:	Efecto de volumen	27
Figura 20:	Comparación de penumbra	27
Figura 21:	Equipos usados en el presente trabajo.	28
Figura 22:	Cámara Semiflex 31010	29
Figura 23:	Dimensiones de la cámara Semiflex 31010	29
Figura 24:	Cámara Pinpoint 31014	30
Figura 25:	Dimensiones de la cámara Pinpoint 31014	30
Figura 26:	Detector Diodo E 60017	31
Figura 27:	Dimensiones del detector Diodo E 60017	31
Figura 28:	Detector microDiamond 60019	32
Figura 29:	Dimensiones del detector microDiamond 60019	32
Figura 30:	Montaje experimental para los factores de campo y perfiles en la interface del software Mephysto.	36
Figura 31:	Montaje experimental para los factores de campo y perfiles.	37
Figura 32:	OF vs tamaño de campo.	40
Figura 33:	OF corregidos vs tamaño de campo.	42
Figura 34:	Curvas PDD obtenidas con Semiflex 31010	43
Figura 35:	Ampliación de las curvas PDD obtenidas con Semiflex 31010	43
Figura 36:	Curvas PDD obtenidas con Semiflex 31010 para tres campos menores	44
Figura 37:	Ampliación de curvas PDD obtenidas con Semiflex 31010	44
Figura 38:	Curvas PDD obtenidas con Pinpoint 31014	45
Figura 39:	Curvas PDD obtenidas con Pinpoint 31014	45
Figura 40:	Curvas PDD obtenidas con Pinpoint	46
Figura 41:	Curvas PDD obtenidas con Diodo E 60017	46
Figura 42:	Curvas PDD obtenidas con microDiamond 60019	47
Figura 43:	cargas colectadas sin normalizar para el tamaño de campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ de cada detector en conjunto.	47
Figura 44:	Curvas PDD hechas con todos los detectores, $1 \times 1 \text{ cm}^2$	48

Figura 45:	Curvas PDD obtenidas con todos los detectores, ampliación de la gráfica 44	48
Figura 46:	Curvas PDD obtenidas con todos los detectores, $2 \times 2 \text{ cm}^2$	49
Figura 47:	Curvas PDD obtenidas con todos los detectores, $3 \times 3 \text{ cm}^2$	49
Figura 48:	Curvas PDD obtenidas con todos los detectores, $4 \times 4 \text{ cm}^2$	50
Figura 49:	Curvas PDD obtenidas con todos los detectores, $5 \times 5 \text{ cm}^2$	50
Figura 50:	cargas colectadas sin normalizar.	52
Figura 51:	Perfiles de dosis obtenidos con todos los detectores	53
Figura 52:	Perfiles de dosis obtenidos con todos los detectores	54
Figura 53:	Perfiles obtenidas con todos los detectores	55
Figura 54:	Perfiles obtenidas con todos los detectores	56
Figura 55:	Perfiles obtenidas con todos los detectores	57
Figura 56:	Comparación de medidas de la penumbras en conjunto para cada tamaño de campo	58
Figura 57:	Diferencia porcentual de las penumbras en conjunto para cada tamaño de campo	58
Figura 58:	Ilustración gráfica de la curva de interacción de los fotones en el tejido humano.	61
Figura 59:	ley del inverso del cuadrado de la distancia.	62
Figura 60:	Respuesta de las curvas PDD para cámara de ionización Semiflex 31010 en tamaños de campos mayores al de referencia.	63
Figura 61:	Factores de corrección publicados en el protocolo IAEA TRS 483 (Palmans2018).	64
Figura 62:	Factores de corrección publicados en el protocolo IAEA TRS 483 (Palmans2018).	64
Figura 63:	Accidente reportado en dosimetría de campos pequeños, Francia 2007.	65
Figura 64:	Certificado de calibración para la cámara de ionización Semiflex 31010.	66
Figura 65:	Certificado de calibración para la cámara de ionización Pinpoint 31014.	67
Figura 66:	Certificado de calibración para el detector tipo diodo Diodo E 60017.	68
Figura 67:	Certificado de calibración para el detector tipo diamante microDiamond 60019.	69

Índice de tablas

Tabla 1:	Características del acelerador lineal.	28
Tabla 2:	Características importantes de los detectores	33
Tabla 3:	microDiamond 60019 vs Diodo E 60017	33
Tabla 4:	Cargas colectadas por la cámara Semiflex 31010.	38
Tabla 5:	Cargas colectadas por la cámara PinPoint 31014.	38
Tabla 6:	Cargas colectadas por el detector Diodo E 60017.	39
Tabla 7:	Cargas colectadas por el detector microDiamond 60019.	39
Tabla 8:	Cocientes de lectura.	39
Tabla 9:	Diferencia de cocientes de lectura respecto al microDiamond de la tabla 8.	40
Tabla 10:	Factor de corrección	41
Tabla 11:	Factores de campo	41
Tabla 12:	Diferencia entre factores de campo respecto al microDiamond de la tabla 11.	41
Tabla 13:	Coeficientes de variación en función de tamaño de campo	51
Tabla 14:	Profundidad del máximo de dosis	51
Tabla 15:	Mediciones de perfiles de dosis para el tamaño campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$. . .	53
Tabla 16:	Mediciones de perfiles de dosis para el tamaño campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$. . .	54
Tabla 17:	Mediciones de perfiles de dosis para el tamaño campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$. . .	55
Tabla 18:	Mediciones de perfiles de dosis para el tamaño campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$. . .	56
Tabla 19:	Mediciones de perfiles de dosis para el tamaño campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$. . .	57

Resumen

En el presente trabajo de tesis que se realizó con la finalidad de comparar las respuestas dosimétricas de cuatro sistemas de detección en campos pequeños. Es necesario entender los conceptos básicos de física en campos pequeños, además de las perturbaciones que produce las características intrínsecas de cada sistema de detección en el cálculo de dosis en las nuevas técnicas de tratamiento. Para tal fin, se emplearon los siguientes sistemas de detección: un detector tipo diodo (Diodo E 60017), un detector tipo diamante (microDiamond 60019) y dos cámaras de ionización (PinPoint 31014 y Semiflex 31010). Se midieron tres parámetros para caracterizar el haz: factores de campo (OF), porcentaje de dosis en profundidad (PDD) y perfiles de dosis, los tres parámetros siguen la configuración de SSD a 90 cm y profundidad en agua de 10 cm. Para los factores de campo, la dosis disminuye conjuntamente con el tamaño del campo y para dimensiones menores a $3 \times 3 \text{ cm}^2$ se evidencia una subestimación de dosis debido al volumen excesivo en relación a las dimensiones del campo. Posteriormente, con el fin de homogeneizar la dosis se aplicaron factores de corrección para cada detector, pero para el campo menor aún hay una heterogeneidad de dosis importante. En las curvas de dosis en profundidad o PDD, las dosis máximas se midieron a profundidades de 1.399 cm para el campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y 1.601 cm para los campos mayores, esta reducción en la profundidad del máximo de dosis es causado por la variación de las características intrínsecas del haz cuando se reduce las dimensiones del campo. A profundidades mayores desde la dosis máxima se sobre estima la dosis debido a la mayor producción de carga por la divergencia del haz que irradia un volumen mayor; para tener una medida de la homogeneidad de los datos se utilizó los coeficientes de variación a 10 cm, 20 cm y 30 cm de profundidad, como resultado se obtuvo que el coeficiente de variación aumenta con la profundidad y disminuye al aumentar el tamaño de campo. En las mediciones de perfiles de dosis, en especial para dimensiones menores a $3 \times 3 \text{ cm}^2$, hay una sobre estimación de la dosis en la región de la penumbra por parte de los detectores tipo cámara de ionización. De acuerdo a los datos obtenidos concluimos que los detectores de estado sólido son grandes candidatos para realizar dosimetría en campos pequeños.

Palabras clave: Campos pequeños, dosimetría, física médica, detectores de radiación ionizante, efecto de volumen.

CAPÍTULO 1: Introducción

En la actualidad, debido al desarrollo de la tecnología, la Física Médica ha encontrado posibilidades de desarrollarse en las áreas de diagnóstico y tratamiento de patologías humanas utilizando las radiaciones ionizantes. En particular, expandió sus límites aportando fuertemente al tratamiento de patologías tumorales. A consecuencia de ello, el físico médico fue reconocido en el ámbito hospitalario junto a los médicos especialistas.

La dosimetría en un centro de radioterapia es una actividad importante que realiza el Físico. Con el avance de la tecnología en los equipos y las nuevas técnicas de tratamiento, aumenta los riesgos asociados; por ello se debe tener un mayor cuidado en los controles de calidad que se realizan.

En las nuevas técnicas de tratamiento como la radioterapia de intensidad modulada **IMRT** (Step and shoot, Sliding Windows y VMAT) y **radiocirugía** (Intracraneal y Extracraneal) que permiten tener un mejor control tumoral y minimizar la dosis en órganos de riesgo (**OAR**) de manera que se puede evitar complicaciones, se debe considerar la dosimetría de campos pequeños (menores a $10 \times 10 \text{ cm}^2$).

Para realizar la dosimetría es necesario el uso de dispositivos que detecten y sobre todo midan la dosis depositada en un material (para nuestro caso, agua), estos dispositivos se los conoce como detectores de radiación ionizante o dosímetros de uso clínico, Pero debido a que existen una gran variedad de detectores en tamaño, tipos y formas dificultan la elección para realizar una buena dosimetría en campos pequeños. Por ello, es necesario conocer las respuestas dosimétricas de cada detector para obtener una mayor precisión y exactitud de información a la hora de realizar la dosimetría.

1.1 Problemas asociados a la dosimetría para campos pequeños

Los problemas asociados al momento de realizar dosimetría en campos pequeños con las nuevas técnicas de tratamiento son debido al desequilibrio electrónico (**CPE**), visualización de una parte de la fuente de fotones y al volumen mayor del detector comparables al tamaño del campo, todas estas cuestiones se desarrollaran con mayor claridad en la teórica.

1.2 Planteamiento del problema

1.2.1 Problema general

- ¿Cuáles son las respuestas dosimétricas en campos pequeños de cuatro sistemas de detección para un acelerador lineal de 6 MV de energía nominal?

1.2.2 Problemas específicos

- ¿Cuáles son los factores de campo de los cuatro sistemas de detección?
- ¿Cuáles son los porcentajes de dosis en profundidad de los cuatro sistemas de detección?
- ¿Cuáles son los perfiles de dosis de los cuatro sistemas de detección?

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

- Determinar y comparar las respuestas dosimétricas en campos pequeños de cuatro sistema de detección: Semiflex 31010, PinPoint 31014, Diodo E 60017 y microDiamond 60019.

1.3.2 Objetivos específicos

- Comprender el concepto de campo pequeño para su aplicación en tratamientos especiales.
- Respuesta de todas las cámaras de ionización en condiciones de referencia.
- Medición de dosis para distintos campos pequeños.
- Comparación de resultados.

1.4 Hipótesis

- Existen diferencias significativas en las respuestas dosimétricas de los cuatro sistemas de detección en campos pequeños.

1.5 Justificación e importancia

La mala dosimetría se ve reflejada en la inadecuada elección del detector y dicha elección que posteriormente afectará al paciente en su tratamiento produciendo una sobredosis o una dosis insuficiente en el blanco tumoral y/o órganos en riesgo (**OAR**).

La importancia de este estudio es conocer y elegir adecuadamente los detectores para cada tamaño de campo, en especial para los campos pequeños de modo que conlleve a una correcta dosimetría para que se pueda cumplir con los objetivos de la radioterapia.

CAPÍTULO 2: Fundamento teórico

La radioterapia requiere de la comprensión de los procesos físicos que ocurre cuando la radiación ionizante interactúa con la materia y principalmente los efectos en el tejido humano. El capítulo desarrolla la estructura atómica y nuclear del átomo, los conceptos físicos básicos que relacionan la interacción de fotones y electrones con un material, las magnitudes y unidades radiológicas, el funcionamiento del acelerador lineal de uso clínico, la física de haces de fotones, las tecnologías de detección de radiaciones ionizantes y los factores que afectan a la hora de hacer dosimetría en campos pequeños.

2.1 Estructura Atómica y Nuclear

2.1.1 Definiciones básicas para la estructura atómica

El átomo está constituido por electrones (carga negativa, e^-), protones (carga positiva, p^+) y neutrones (carga neutra, n^0). Estos dos últimos forman el núcleo del átomo, aquí se concentra la mayor parte de la masa. Los electrones giran alrededor del núcleo atómico en órbitas de acuerdo a su energía (modelo atómico clásico, figura 1) (Podgorsak2005).

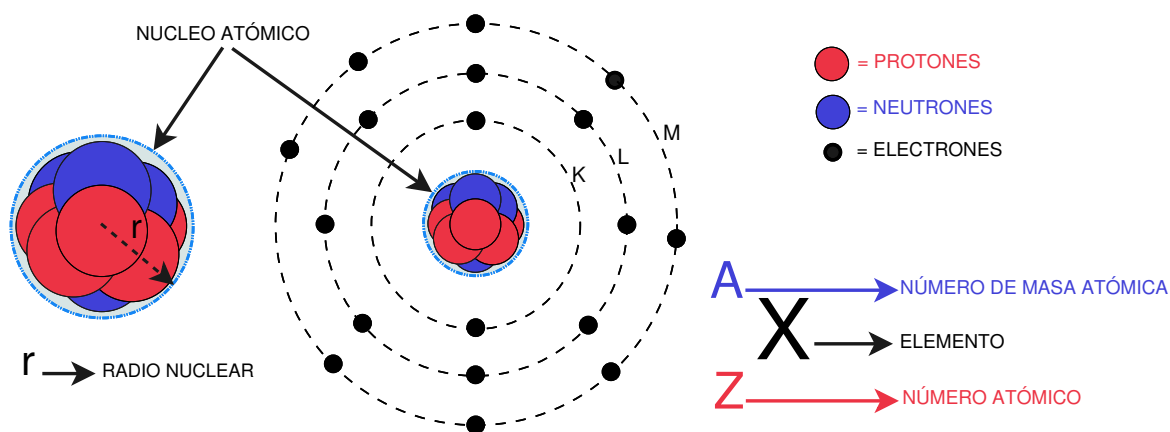


Figura 1: Modelo atómica y nuclear. Figura del autor.

- **Número atómico Z:** número de protones dentro del núcleo.
- **Número de masa atómica A:** Indica el número de nucleones que hay en el núcleo de un átomo.

$$A = Z + N \quad (1)$$

- No existe una relación básica entre A y Z , pero la relación empírica proporciona una buena aproximación para núcleos estables.

$$Z = \frac{A}{1.98 + 0.0155A^{2/3}} \quad (2)$$

- El radio r del núcleo se estima a partir de:

$$r = r_0 A^{1/3} \quad (3)$$

donde r_0 es una constante ($\sim 1.4 \text{ fm}$) se supone igual a $1/2$ de r_e , el clásico radio de electrones.

- Los protones y neutrones se conocen comúnmente como nucleones y están unidos en el núcleo con la fuerza fuerte. A diferencia de lo electrostático y fuerzas gravitatorias, que son inversamente proporcionales al cuadrado de la distancia entre dos partículas, la fuerza fuerte entre dos nucleones es una fuerza de rango muy corto, que solo se activa a distancias del orden de unos pocos femtometros. En estas distancias cortas, la fuerza fuerte es la predominante, superando a otras fuerzas en varios órdenes de magnitud.
- La energía de enlace E_B por nucleón en un núcleo varía lentamente con el número de nucleones A , es del orden de $\sim 8 \text{ MeV/nucleón}$ y muestra un máximo de 8.7 MeV/nucleón en $A \approx 60$. Para un núcleo dado, puede calcularse a partir del equivalente de energía del déficit de masa Δm de la siguiente manera:

$$\frac{E_B}{\text{nucleón}} = \frac{\Delta mc^2}{A} = \frac{[Zm_p c^2 + (A - Z)m_n c^2 - Mc^2]}{A} \quad (4)$$

Donde:

M , es la masa nuclear en unidades de masa atómica u (nótese que $uc^2 = 931.5 \text{ MeV}$).

$m_p c^2$, es la energía de reposo del protón.

$m_n c^2$, es la energía de reposo de neutrones.

2.2 Interacción de electrones

Cuando un electrón atraviesa la materia interactúa con ella a través de la interacción de Coulomb con los electrones del material y los núcleos de cada átomo. A través de estas colisiones los electrones pueden perder su energía cinética (por colisión y pérdidas radiativas) o cambiar su dirección de desplazamiento.

Las colisiones entre el electrón incidente y un electrón orbital de un átomo puede ser elástica o inelástica.

- En una colisión elástica, el electrón se desvía de su trayectoria inicial, pero no hay pérdida de energía cinética.
- En una colisión inelástica, el electrón se desvía de su trayectoria inicial y parte de su energía cinética se transfiere a un electrón orbital o se emite en forma de Bremsstrahlung.

El tipo de interacción que experimenta el electrón con un átomo particular de radio a depende del parámetro de impacto b , definido como la distancia perpendicular entre la dirección del electrón antes de la interacción y el núcleo atómico (figura 2).

- Si $b \gg a$, la fuerza de interacción de Coulomb, es experimentada con el núcleo atómico. La partícula cargada se frena y como consecuencia se emite radiación electromagnética conocida como radiación de frenado o Bremsstrahlung.
- Si $b \approx a$, la fuerza de interacción de Coulomb, es experimentada con los electrones orbitales y es llamada colisión fuerte.
- Si $b \ll a$, la fuerza de interacción de Coulomb, es experimentada con los electrones orbitales y recibe el nombre de colisión suave.

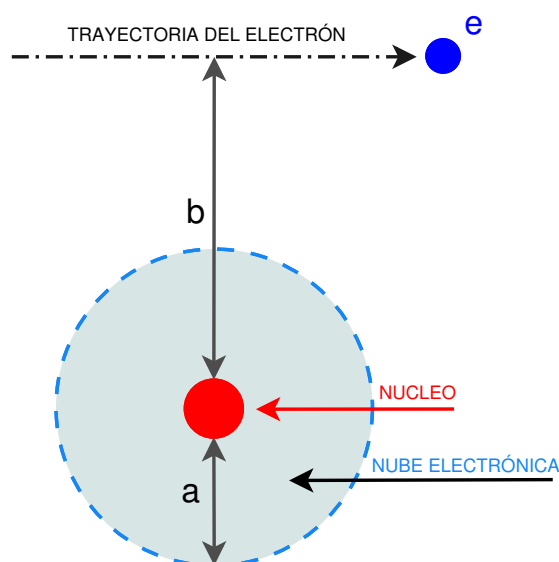


Figura 2: Representación gráfica del parámetro de impacto. Figura del autor.

2.2.1 Interacciones electrón-electrón

La fuerza de interacción de Coulomb entre el electrón incidente y los electrones del material causan ionizaciones y excitaciones de los átomos (figura 3) (Podgorsak2005)

- **Ionización:** expulsión de un electrón orbital del átomo en un material.
- **Excitación:** transferencia de electrones orbitales del átomo en un material desde un orbital de menor energía a un orbital de mayor energía, debido a la absorción de fotones.

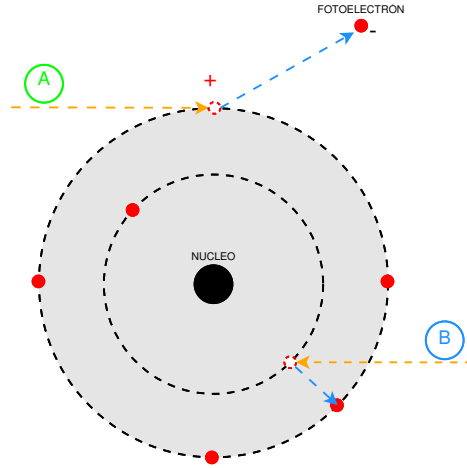


Figura 3: Representación gráfica del proceso de ionización (A) y excitación (B) del átomo. Figura del autor.

2.2.2 Interacciones electrón-núcleo

Las interacciones de Coulomb entre el electrón incidente y el núcleo del átomo dan como resultado la dispersión de electrones y la pérdida de energía del electrón a través de la producción de fotones de rayos X (bremsstrahlung). Estos tipos de pérdida de energía se caracterizan por poderes de detención radiativa (Podgorsak2005).

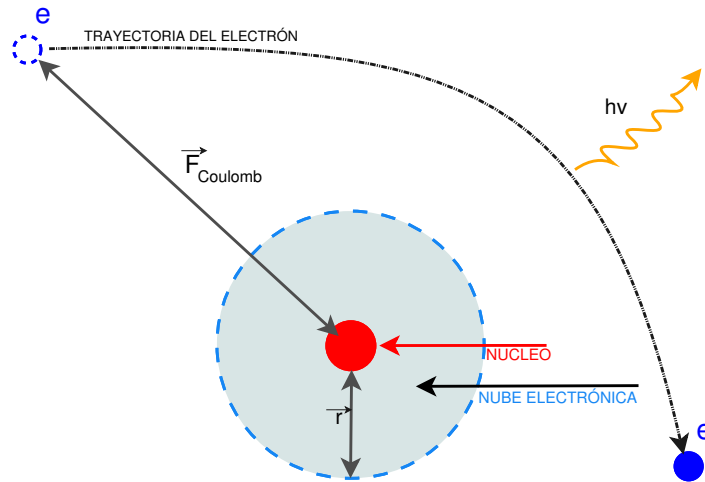


Figura 4: Ilustración gráfica del frenado de los electrones. Figura del autor.

La producción de Bremsstrahlung se rige por la relación de Larmor, que establece que la potencia P emitida en forma de fotones desde una partícula cargada acelerada es proporcional al cuadrado de la aceleración de partícula a y al cuadrado de la carga de las partículas q :

$$P = \frac{q^2 a^2}{6\pi\epsilon_0 c^2} \quad (5)$$

La distribución angular de los fotones emitidos (bremsstrahlung) es proporcional a $\sin^2 \theta / (1 - \beta \cos \theta)^5$, donde θ es el ángulo entre la aceleración de la partícula cargada y un vector unitario que conecta la carga con el punto de observación y β es la relatividad estándar v/c .

A pequeñas velocidades ν de la partícula cargada ($\beta \rightarrow 0$) la distribución angular va como $\sin^2 \theta$ y exhibe un máximo a $\theta = 90^\circ$. Sin embargo, a medida que la velocidad de la partícula cargada aumenta de 0 a c , la distribución angular de los fotones emitidos se hace cada vez más avanzada.

El ángulo en el cual la intensidad de emisión del fotón es máxima se puede calcular a partir de la siguiente relación:

$$\theta_{m\acute{a}x} = \arccos \left[\frac{1}{3\beta} (\sqrt{1 + 15\beta^2} - 1) \right] \quad (6)$$

para ($\beta \rightarrow 0$) da $\theta_{m\acute{a}x} = \pi/2$ y para ($\beta \rightarrow 1$) da $\theta_{m\acute{a}x} = 0$, lo que indica que en el rango de energía de radiología de diagnóstico (rayos de ortovoltaje) la mayoría de los fotones de rayos X se emiten a 90° a la trayectoria del electrón, mientras que en el megavoltaje rango (rayos linac) la mayoría de los fotones se emiten en la dirección en que el haz de electrones golpea al objetivo.

La pérdida de energía por radiación y el rendimiento radiativo g aumentan directamente con el número atómico del material Z y la energía de cada electrón (energía cinética). El rendimiento de radiación para objetivos de rayos X en el rango de energía de radiología de diagnóstico ($\sim 100keV$) es del orden del 1%, mientras que en el rango de energía de megavoltaje es del 10-20% (Podgorsak2005).

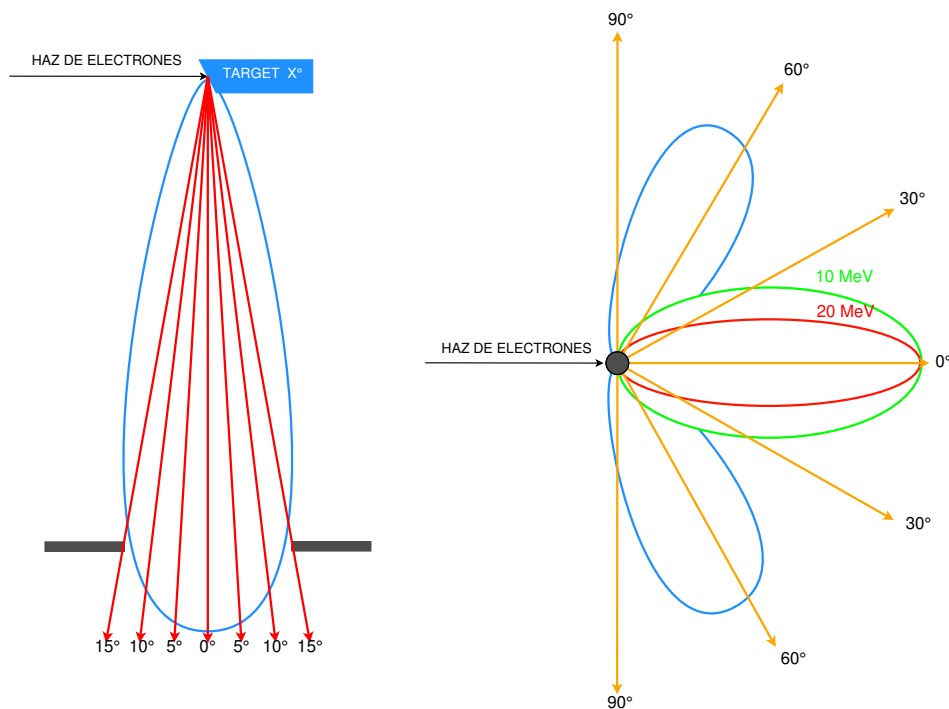


Figura 5: Imagen izquierda, la mayoría de los fotones de rayos X se emiten a 90° a la trayectoria del electrón. Imagen Derecha, la mayoría de los fotones se emiten en la dirección en que el haz de electrones. Fuente (Khan2014).

2.2.3 Poder de frenado

“Es la pérdida de energía del electrón cuando interactúa con un material por unidad de longitud” (Podgorsak2005).

$$S(E) = -\frac{dE}{dx} \quad (7)$$

Tipos de poderes de frenado según el parámetro de impacto:

- a) Poder de frenado por colisión, interacciones de los electrones producidos por el haz de fotones con los electrones del medio.
- b) Poder de frenado radiativo, interacciones de los electrones con el núcleo.
- c) Una característica muy importante es el poder de frenado por radiación que es experimentado por electrones (e^- y positrones e^+).

1. Poder de frenado radiativo

La producción de Bremsstrahlung debido al transporte de electrones en un material se expresa por medio del poder de frenado radiativo y esta dada por:

$$S_{rad} = N_a \sigma_{rad} E_i \quad (8)$$

Tenemos que:

- N_a , número de átomos por unidad de masa.
- σ_{rad} , sección eficaz total de producción por frenado o Bremsstrahlung.
- E_i , energía inicial de la radiación incidente.

2. Poder de frenado de colisión

Es la energía cedida por las partículas cargadas pesadas a los electrones dentro del material, esta representada por la ecuación siguiente:

$$S_{col} = 4\pi \frac{Z}{A} N_A \left(\frac{e^2}{4\pi\epsilon_0} \right)^2 \frac{z^2}{m_e v_\infty^2} B_{col} \quad (9)$$

Donde:

- N_A , es el número de átomos presentes en el medio.
- A , corresponde al número másico.
- e , es la carga del electrón.
- ϵ_0 , permitividad eléctrica del vacío.
- z , es la carga de la partícula pesada.
- Z , número atómico del medio.
- B_{col} , factor de corrección.

3. Poder de frenado total

Se define como el poder de frenado radiativo mas el poder de frenado por colisión.

$$S_{total} = S_{radiación} + S_{colisión} \quad (10)$$

2.3 Interacción de Fotones

2.3.1 Tipos de radiación indirectamente ionizante

Dependiendo de su origen, las radiaciones de fotones ionizantes indirectamente se clasifican en una de las siguientes cuatro categorías (Podgorsak2005).

- Bremsstrahlung o radiación por frenado (rayos X continuos), emitidos a través de interacciones electrón-núcleo.
- Rayos X característicos (discretos), emitidos en transiciones de electrones orbitales desde una órbita permitida a una vacante en otra órbita permitida.
- rayos γ (discretos), emitidos a través de transiciones nucleares por decaimiento γ .
- Radiación de aniquilación (discreta, con energía de 0.511 MeV), emitida después de un proceso de aniquilación positrón - electrón.

2.3.2 Atenuación de fotones

La intensidad $I(X)$ de fotones monoenergéticos, atenuado por un medio de espesor cualquiera de longitud X , se da como (Podgorsak2005).

$$I(X) = I(0)e^{-\mu(h\nu, Z)X} \quad (11)$$

tenemos que:

- $I(0)$: es la intensidad inicial del haz no atenuado;
- $\mu(h\nu, Z)$: es el coeficiente de atenuación lineal, que depende de la energía del fotón $h\nu$ y del número atómico del material Z .

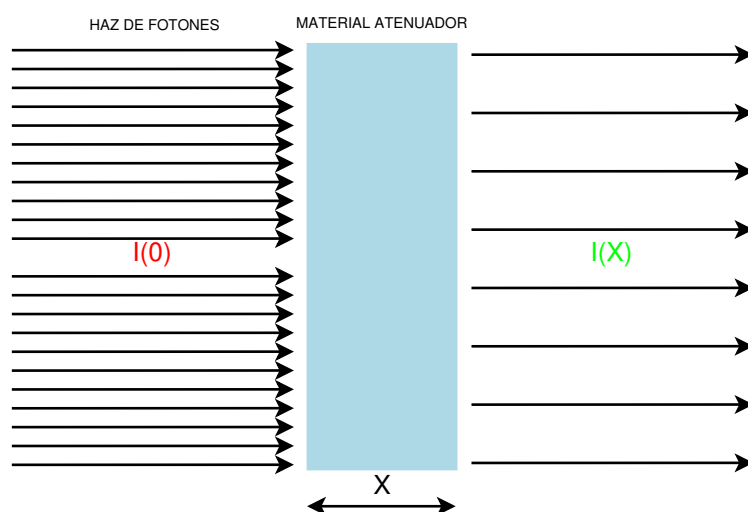


Figura 6: Representación gráfica de atenuación de fotones. Figura del autor.

La capa semireductora (HVL o $X_{1/2}$) se define como el espesor del material que reduce la intensidad del haz de fotones al 50 % de su valor inicial:

$$X_{1/2} = HVL = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (12)$$

De manera similar, la capa decimoreductora (TVL o $X_{1/10}$) se define como el espesor del material que reduce la intensidad del haz de fotones al 10 % de su valor inicial:

$$X_{1/10} = HVL = \frac{\ln 10}{\mu} \quad (13)$$

HVL y TVL se relacionan de la siguiente manera:

$$X_{1/10} = X_{1/2} \frac{\ln 10}{\ln 2} = 3.3 X_{1/2} \quad (14)$$

El coeficiente de atenuación de masa μ_m , el coeficiente de atenuación atómico μ_a y el coeficiente de atenuación electrónico μ_e son proporcionales al coeficiente de atenuación lineal μ a través de las siguientes relaciones:

$$\mu = \rho \mu_m = \frac{\rho N_A}{A} \mu_a = \frac{\rho N_A Z}{A} \mu_e \quad (15)$$

donde ρ , Z y A son la densidad, el número atómico y el número de masa atómica del material respectivamente.

Las unidades típicas para los coeficientes de atenuación son:

- Coeficiente de atenuación lineal: cm^{-1} ;
- Coeficiente de atenuación de masa: cm^2/g ;
- Coeficiente de atenuación atómico: $cm^2/\text{átomo}$;
- Coeficiente de atenuación electrónico: $cm^2/\text{electrón}$

lo que implica que el espesor X en el exponente $(-\mu X)$ debe darse en g/cm^2 , $\text{átomos}/cm^2$ y $\text{electrones}/cm^2$, respectivamente.

En dosimetría se definen dos coeficientes de atenuación adicionales: el coeficiente de transferencia de energía μ_{tr} y el coeficiente de absorción de energía μ_{ab} (a menudo designado como μ_{en}). Los dos coeficientes están relacionados con μ de la siguiente manera:

$$\mu_{tr} = \mu \frac{\bar{E}_{tr}}{h\nu} \quad (16)$$

y

$$\mu_{ab} = \mu \frac{\bar{E}_{ab}}{h\nu} \quad (17)$$

donde

- \bar{E}_{tr} :es la energía promedio transferida a partículas cargadas (electrones y positrones) en el material.
- \bar{E}_{ab} :es la energía promedio depositada por partículas cargadas en el atenuador.

El coeficiente de transferencia de energía μ_{tr} y el coeficiente de absorción de energía μ_{ab} se relacionan a través de la fracción de radiación g de la siguiente manera:

$$\mu_{ab} = \mu_{tr}(1 - g) \quad (18)$$

2.3.3 Tipos de interacción de fotones

Los fotones pueden experimentar varias interacciones posibles con los átomos de un material; la probabilidad o sección transversal para cada interacción depende en un porcentaje de la energía $h\nu$ del fotón y del número atómico del material. Las interacciones con fotones pueden darse con electrones fuertemente ligados al núcleo (capas internas) o con electrones de capas lejanas al núcleo, débilmente ligado (Podgorsak2005).

En el contexto de las interacciones de fotones, un electrón fuertemente ligado es un electrón con una energía de enlace del orden de la energía de los fotones, mientras que un electrón libre es un electrón que tiene una energía de enlace más pequeña que los fotones.

Durante la interacción, el fotón puede desaparecer por completo (efecto fotoeléctrico, producción de pares, producción de triplete) o puede dispersarse coherentemente (dispersión coherente) o incoherentemente (efecto Compton).

Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico se explica de manera sencilla con el ejemplo siguiente: al incidir un haz de fotones sobre un metal los electrones son eyectado fuera de él con cierta energía. Estos son llamados como fotoelectrones (Podgorsak2005).

No hay radiación dispersa por lo que tiene un alto contraste en la imagen radiológica con lo cual se podrá diferenciar mejor las estructuras en el organismo.

Este proceso es más probable que ocurra cuando el fotón incidente, con energía $h\nu$, interacciona con la capa **K**, donde los electrones están fuertemente ligados, cediendo toda la energía y así generar un fotoelectrón, la energía cinética es la siguiente:

$$T = h\nu - E_B(K) \quad (19)$$

Donde:

- E_B es energía de enlace para electrones o función trabajo.

- h es la constante de Planck.
- ν es la frecuencia de los fotones incidentes.

En este proceso la vacante creada por el electrón que fue expulsado fuera del átomo es ocupado por otro electrón de un nivel mayor que emite un foton igual a la diferencia de energia de los niveles correspondientes. Este hecho está presente, pero en un porcentaje bajo en la radioterapia con fotones (figura 7).

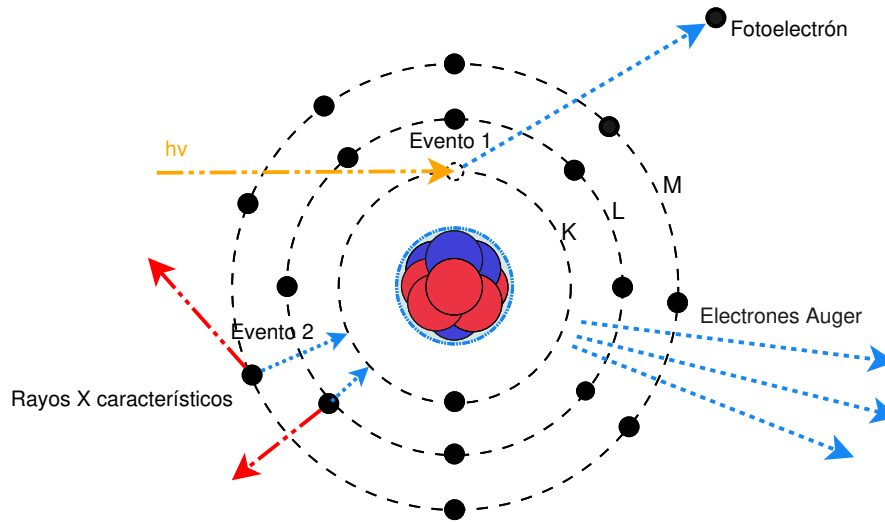


Figura 7: Representación gráfica del efecto fotoeléctrico. Figura del autor.

Dispersión Compton

El efecto Compton representa una interacción de fotones con electrones de capas superficiales. La energía de fotones incidente $h\nu$ es mayor que la energía de enlace del electrón superficial. El fotón cede un porcentaje de su energía al electrón de retroceso (Compton) y se dispersa como fotón $h\nu'$ con un ángulo θ , como se muestra esquemáticamente en la figura 8. "El ángulo ϕ representa el ángulo entre la dirección del fotón incidente y la dirección del electrón de dispersado" (Podgorsak2005).

El cambio en la longitud de onda del fotón $\Delta\lambda$ viene dada por la relación Compton:

$$\Delta\lambda = \lambda_c(1 - \cos\theta) \quad (20)$$

donde λ_c es la longitud de onda de Compton del electrón, expresada como:

$$\lambda_c = \frac{h}{m_e c} = 0.024\text{\AA} \quad (21)$$

La relación para $\Delta\lambda$ se calcula a partir de ecuaciones que representan la conservación de energía y momento en el proceso de Compton:

$$h\nu + m_e c^2 = h\nu' + m_e c^2 + E_K \quad (22)$$

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} \cos\theta + \frac{m_e v}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}} \cos\phi \quad (23)$$

y

$$0 = \frac{h\nu'}{c} \sin\theta + \frac{m_e v}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}} \sin\phi \quad (24)$$

donde ε es la energía de fotones incidente normalizada:

$$\varepsilon = \frac{h\nu}{m_e c^2} \quad (25)$$

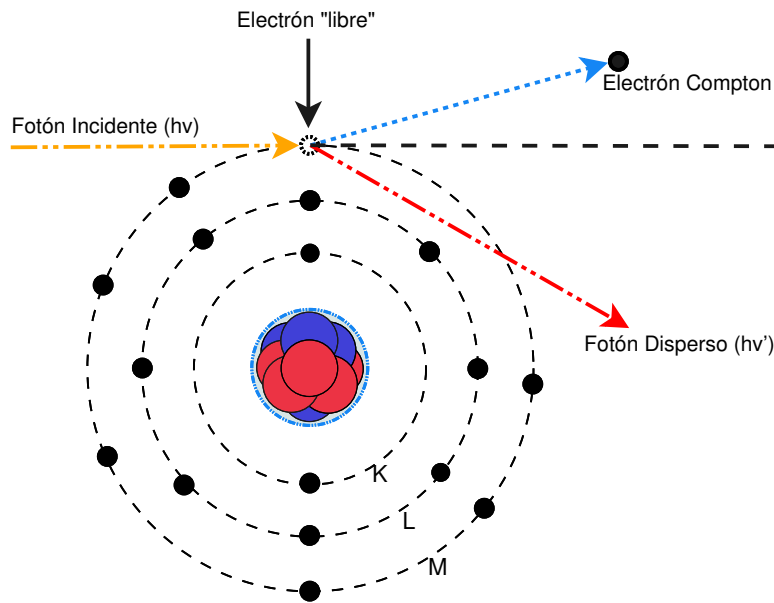


Figura 8: Representación gráfica del efecto Compton. Figura del autor.

Esta radiación dispersa provoca ruido de fondo y deteriora el contraste en las imágenes radiológicas. Este proceso se diferencia con la dispersión elástica de la radiación porque en este caso la longitud de onda del fotón dispersado depende del ángulo de dispersión.

Creación de pares

En este proceso, el fotón desaparece y se produce un par electrón - positrón con una energía cinética combinada igual a $h\nu - 2m_e c^2$ en el campo nuclear de Coulomb (figura 9). "Si señalamos las energías cinéticas de estas dos partículas cargadas como E_{\pm} " (Podgorsak2005).

$$E = E_+ + E_- + 2m_e c^2 \quad (26)$$

Se observa que este proceso sólo es posible cuando $E > 2m_e c^2$ MeV. La conservación de la cantidad de movimiento obliga a que el proceso suceda cerca de una partícula cargada con

mucha masa que reciva una pequeña cantidad de movimiento y un porcentaje muy pequeño de energía(Brosed2011).

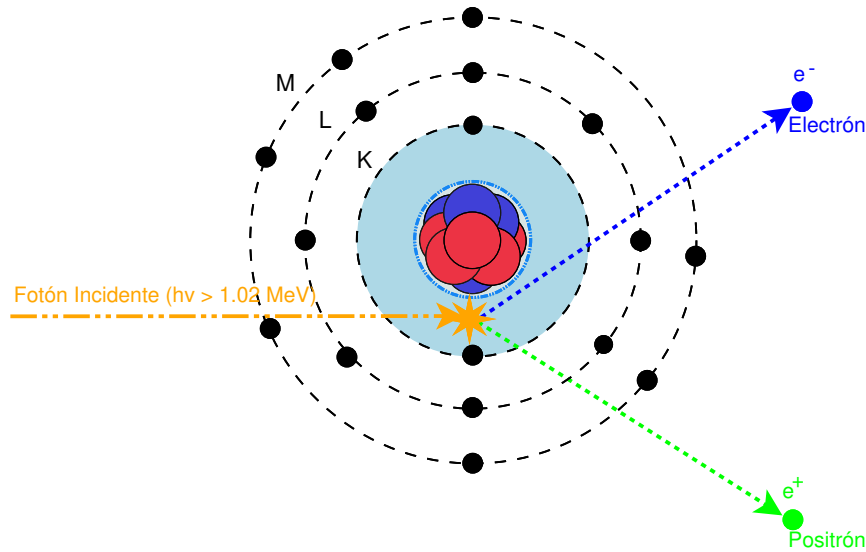


Figura 9: Representación gráfica de creación de pares. Figura del autor.

2.4 Magnitudes y Unidades Radiológicas

2.4.1 Magnitudes radiométricas

Se definen a partir del número de partículas del haz de radiación o de su energía. Las principales magnitudes radiométricas son (Seltzer2011).

- **Número de partículas, N:** El número de partículas que de emiten, transfieran o reciben. Unidad: 1
- **Energía Radiante, R:** Es la energía (sin considerar la masa en reposo) que se emite, transfiere o recibe. Unidad: J.
- **Flujo de Partículas, \dot{N} :** Es la variación en el número de partículas del haz de radiación en un intervalo de tiempo específico. Unidad: s^{-1} .

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \quad (27)$$

- **Flujo de Energía, \dot{R} :** Es el aumento de energía en un intervalo de tiempo. Unidad: W.

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} \quad (28)$$

- **Fluencia de Partículas, Φ :** Es el número de partículas incidentes sobre una esfera de sección recta, diferencial de área da . Unidad: m^{-2} .

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (29)$$

- **Fluencia de Energía, Ψ** : Es la cantidad de energía radiante que incide sobre una esfera de sección recta, diferencial de área da . Unidad: Jm^{-2} .

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (30)$$

- **Tasa de Fluencia de Partículas, $\dot{\Phi}$** : Es el aumento de la fluencia de partículas en un intervalo de tiempo. Unidad: $m^{-2}s^{-1}$.

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (31)$$

- **Tasa de Fluencia de Energía, $\dot{\Psi}$** : Es el incremento de la Fluencia de Energía en un intervalo de tiempo. Unidad: Wm^{-2} .

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (32)$$

2.4.2 Coeficientes de Interacción

Son aquellos coeficientes que solamente dependen del material en el que incide la radiación, el tipo de interacción y de radiación. "Otro factor importante es la sección eficaz que esta relacionado con los coeficientes por medio del número de Avogadro y la masa molar del material"(Seltzer2011).

- **Sección eficaz, σ** : De un volumen determinado, para una interacción producida por una partícula cargada o no cargada es el cociente de P entre Φ , donde P es la probabilidad de interacción para el volumen que se trate cuando está sometido a una fluencia de partículas, Φ . Unidad: m^2 .

$$\sigma = \frac{P}{\Phi} \quad (33)$$

cuya unidad especial es el barn, definida por

$$1b = 10^{-28}m^2 = 100fm^2$$

- **Coeficiente de Atenuación Másico, μ/ρ** : Es la fracción de las partículas que sufren alguna interacción al atravesar una distancia dl en un material de densidad. Unidad: m^2kg^{-1} .

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dN}{N} \quad (34)$$

Donde:

μ es el coeficiente de atenuación lineal.

μ/ρ es exclusivamente para partículas ionizantes no cargadas. Indica la fracción de las partículas que sufren las interacciones con la materia, por unidad de masa superficial.

- **Coeficiente de Transferencia de Energía Másico, μ_{tr}/ρ :** Es la fracción de la energía de las partículas incidentes que se transfiere como energía cinética a las partículas cargadas producidas en las interacciones que ocurren cuando la radiación atraviesa una distancia dl en un material de densidad. Unidad: m^2kg^{-1} .

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dR_{tr}}{R} \quad (35)$$

Donde μ_{tr}/ρ Se da exclusivamente para partículas ionizantes sin carga. Es una constante del material para radiación de un tipo y de una energía determinados.

- **Coeficiente de Absorción de Energía Másico, μ_{en}/ρ :** "Es el producto del coeficiente de transferencia de energía másico μ_{tr}/ρ y de $(1 - g)$, donde g es la fracción de la energía de las partículas cargadas secundarias que se disipa en el material por efecto de la radiación de frenado"(Podgorsak2005). Unidad: m^2kg^{-1} .

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho}(1 - g) \quad (36)$$

- **Poder de Frenado Másico, S/ρ :** Es la energía perdida por una partícula cargada al atravesar una distancia dl en un material de densidad. Unidad: Jm^2kg^{-1} .

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dl} \quad (37)$$

La ecuación (37) puede expresarse como una suma de componentes independientes mediante:

$$\frac{S}{\rho} = \underbrace{\frac{1}{\rho} \left(\frac{dE}{dl} \right)_{el}}_{(1)} + \underbrace{\frac{1}{\rho} \left(\frac{dE}{dl} \right)_{rad}}_{(2)} + \underbrace{\frac{1}{\rho} \left(\frac{dE}{dl} \right)_{nuc}}_{(3)} \quad (38)$$

Donde:

- (1) : Es el poder de frenado másico electrónico (o de colisión¹) debido a las interacciones con electrones atómicos que resulta en ionización o excitación.
- (2) : Es el poder de frenado másico radiativo debido a la emisión de radiación de frenado en los campos eléctricos de los núcleos atómicos o de los electrones atómicos.
- (3) : Es el poder de frenado másico nuclear debido a las colisiones de Coulomb elásticas en las que la energía de retroceso se imparte a los átomos.

2.4.3 Magnitudes dosimétricas

Los fotones interactúan con el material en diversos procesos consecutivos donde la energía se transforma y transfiere al medio y como resultado de los procesos se llega hasta la dosis absorbida. "Las magnitudes dosimétricas se agrupan en dos secciones tratando con la conversión

¹El término más antiguo era " poder de detención de colisión ". Debido a que todas las interacciones pueden considerarse " colisiones ", se prefiere más el término " electrónico "

de energía (el kerma , la exposición y el cema) y el deposito de energía (depósito de energía, la energía impartida, energía lineal, energía específica y dosis absorbida)" (Brosed2011).

- **Kerma², K** : Es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por el foton incidente en un material de masa dm .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (39)$$

Unidad: Jkg^{-1}

la unidad para el kerma es gray (Gy).

- **Tasa de kerma, \dot{K}** : Es el cociente de dK por dt , donde dK es el incremento de kerma en el intervalo de tiempo dt .

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (40)$$

Unidad: $Jkg^{-1}s^{-1}$

la unidad de tasa de kerma es gray por segundo (Gys^{-1}).

- **Exposición, χ** : Es el cociente de dQ por dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un mismo signo producidos en el aire cuando todos los electrones (negatrones y positrones) liberados por los fotones en una masa dm de aire han sido detenidos por completo en el seno de aire.

$$\chi = \frac{dQ}{dm} \quad (41)$$

Unidad: Ckg^{-1} .

- **Tasa de exposición, $\dot{\chi}$** : Es el cociente de dX por dt , donde dX es el incremento de exposición en el intervalo de tiempo dt .

$$\dot{\chi} = \frac{d\chi}{dt} \quad (42)$$

Unidad: $Ckg^{-1}s^{-1}$.

- **Cema³, C** : Es el cociente de dE_C por dm , donde dE_C es la energía impartida por las partículas cargadas, excepto los electrones secundarios, debido a las colisiones con electrones en una masa dm de un material.

$$C = \frac{dE_C}{dm} \quad (43)$$

Unidad: Jkg^{-1} .

Nombre especial para el cema es el gray (Gy).

²Kerma es el acrónimo en inglés de energía cinética liberada por unidad de masa (**k**inetic **e**nergy **r**eleased per unit **m**ass)

³Cema es el acrónimo en inglés de energía convertida por unidad de masa (**C**onverted **e**nergy per **m**ass).

- **Tasa de cema, C :** Es el cociente de dC por dt , donde dC es el incremento de cema en el intervalo de tiempo dt .

$$\dot{C} = \frac{dC}{dt} \quad (44)$$

Unidad: $Jkg^{-1}s^{-1}$.

Si se usa el nombre especial gray, la unidad de tasa de cema es gray por segundo (Gys^{-1}).

- **Depósito de energía, ε_i :** Es la energía depositada en una única interacción, i .

$$\varepsilon_i = \varepsilon_{in} - \varepsilon_{out} + Q \quad (45)$$

Unidad: J

donde:

ε_{in} , es la energía de la partícula ionizante que incide.

ε_{out} , es la suma de las energías de todas las partículas ionizantes que abandonan la interacción.

Q , es el cambio en las energías en reposo de todas las partículas involucradas en las interacciones.

ε_i , se puede considerar como la energía depositada en el punto de interacción, el cual se denomina punto de transferencia, es decir, el lugar donde una partícula ionizante pierde energía cinética.

- **Energía impartida, ε :** Es la energía impartida a la materia en un volumen dado, es la suma de todas las energías que se depositaron en ese volumen.

$$\varepsilon = \sum_i \varepsilon_i \quad (46)$$

Unidad: J

donde la sumatoria se aplica sobre toda la energía depositada, ε_i , en ese volumen.

- **Dosis absorbida, D :** Es el cociente de $d\bar{\varepsilon}$ por dm , donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm .

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (47)$$

Unidad: Jkg^{-1}

- **Tasa de Dosis Absorbida, \dot{D} :** Es la variación de la dosis absorbida en un diferencial de tiempo dt .

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (48)$$

Unidad: Gys^{-1} .

El nombre especial para la unidad de tasa de dosis absorbida es gray por segundo (Gys^{-1}).

2.5 Teoría de Bragg - Gray

Cuando se introduce una cavidad de aire en un material y se irradia con fotones la ionización producida está relacionada con la energía del medio que rodea a la cavidad. Cuando la cavidad es lo suficientemente pequeña entonces su introducción en el material no perturbará la distribución de partículas, entonces se llega a satisfacer la relación de Bragg - Gray (Brosed2011).

$$D_{medio} = J_g \cdot \frac{\bar{E}}{e} \cdot \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_g^{medio} \quad (49)$$

donde D_{medio} es la dosis absorbida en el material sin la cavidad, J_g es la carga de ionización producida por unidad masa en la cavidad, \bar{E} es la energía media consumida por par de iones formado, e es la carga del electrón y $\left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_g^{medio}$ es la razón del poder de frenado másico de colisión entre el medio y la cavidad. El producto de $J_g \cdot \frac{\bar{E}}{e}$ es la energía absorbida por unidad de masa de la cavidad.

Las condiciones para aplicar la teoría son:

- La cavidad debe ser pequeña comparada con el rango de las partículas cargadas incidentes, tal que su presencia no perturbe la fluencia de las partículas cargadas en el medio.
- La dosis absorbida en la cavidad es depositada solamente por las partículas cargadas que atraviesan el volumen. Las interacciones de los fotones en la cavidad se asumen despreciables.

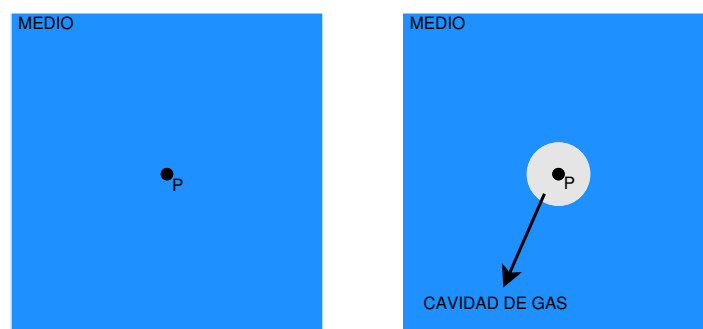


Figura 10: Detector de radiación dentro de un material. Fuente (Brosed2011).

2.6 Teoría de Spencer - Attix

Esta teoría es más general que la anterior porque toma en cuenta la creación de los electrones secundarios con energía suficiente para producir ionizaciones adicionales con lo cual producirá en una detección de dosis extra. Algunos de los electrones generados en la cavidad tienen

energía suficiente para escapar de ella, llevando una fracción de la energía con ellos. Esto disminuye la energía absorbida en la cavidad. (Podgorsak2005).

$$D_{medio} = J_g \cdot \frac{\bar{E}}{e} \cdot \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_g^{medio} \quad (50)$$

donde “ $\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_g^{medio}$ es el promedio restringido de los poderes de frenado másico de los electrones o fotones entre el medio y la cavidad” (Podgorsak2005).

2.7 Acelerador lineal de uso clínico

En un LINAC los electrones son generados desde un cátodo incandescente (efecto termoiónico) para luego ser acelerados por un campo eléctrico hacia el ánodo. Los electrones ingresan a la guía de onda donde aceleran por las microondas producidas en el Klystron o magnetron, la guía esta dividida en varias cavidades de resonancia al vacío para no reducir la energía cinética de los electrones donde el campo eléctrico oscila formando paquetes de electrones en fase, es decir, cada paquete al ingresar a cada cavidad encuentra el campo eléctrico a favor para seguir acelerando a lo largo de la guía de onda hasta alcanzar el 99 % de la velocidad de la luz. Luego este haz de electrones ingresa en un campo magnético que gira el haz a 90° o 270° para luego impactar en un blanco para generar el haz de fotones para uso clínico.

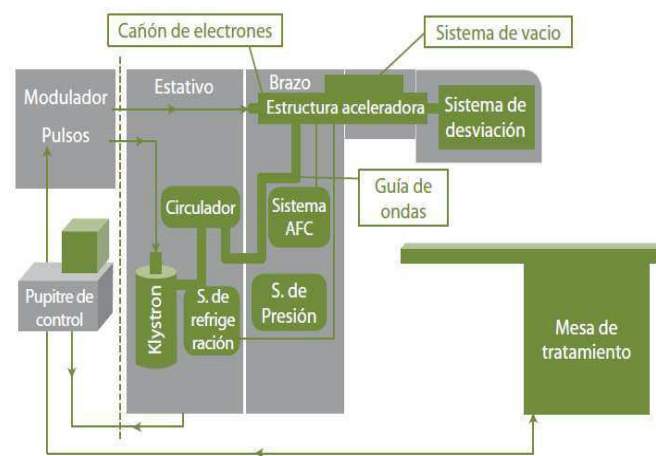


Figura 11: Acelerador lineal de electrones y sus componentes principales. Fuente (Brosed2011).

2.8 Dosimetría relativa

Hay tres parámetros que se miden para caracterizar un haz de fotones: Factores de campo (OF), PDD y perfiles de dosis; esto nos sirve para determina los efectos que generan los colimadores en los campos de diferentes geometrías.

2.8.1 Factor de campo OF

“Los factores de campo cuantifican la variación en la dosis absorbida en el eje central a medida que el tamaño de campo varia respecto al campo de referencia. Para un haz de configuración diferente al tamaño de campo de referencia (f_{clin})” (Brosed2011).

$$OF_{Q_{clin}, Q_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}^{f_{clin}, f_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}} = \frac{D_{W, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{W, Q_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}^{f_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}^{f_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}} \cdot k_{Q_{clin}, Q_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}^{f_{clin}, f_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}} \quad (51)$$

En la práctica clínica es común obtener los OF realizando el cociente entre las cargas colectadas con el detector. Para el caso de los detectores tipo cámaras de ionización y detectores tipo diodo este cociente se consigue a partir de las cargas medidas, esto se debe porque los poderes de frenado son prácticamente independientes al tamaño de campo (Palmans2018).

$$OR_{Q_{clin}, Q_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}^{f_{clin}, f_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}^{f_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}} \quad (52)$$

Donde:

- $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$, es la lectura del detector en haz f_{clin} y una calidad de Q_{clin} .
- $M_{Q_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}^{f_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}$, es la lectura del detector en el tamaño de campo $f_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}$ y una calidad de $Q_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}$.

Este factor de corrección es exclusivo de cada detector e importante para homogeneizar la dosis en campos pequeños. Este factor $k_{Q_{clin}, Q_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}^{f_{clin}, f_{10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}}$ corrige las variaciones en las condiciones del haz, como la geometría, material del medio donde se hacen las medidas, fantoma.

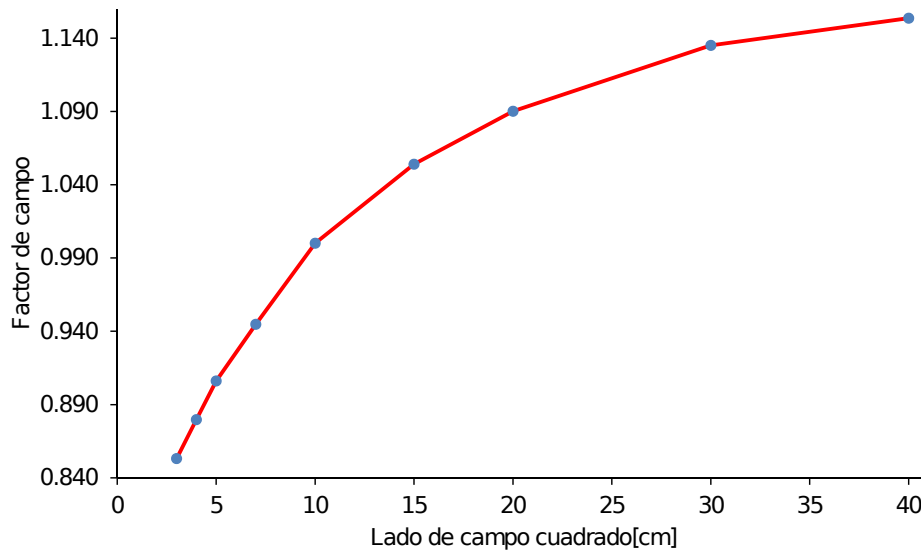


Figura 12: Ejemplo de variación del OF vs tamaño de campo. Figura del autor.

2.8.2 Porcentaje de dosis en profundidad PDD

Este parámetro expresa la relación entre la tasa de dosis a una profundidad determinada y la tasa de dosis a la profundidad de referencia o valor máximo a lo largo del eje del haz. El PDD depende de la energía del haz, dimensiones del campo, distancia fuente superficie SDD y de la profundidad en el medio.

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_{m\acute{a}x}}} \cdot 100 \% \quad (53)$$

2.8.3 Región de build up

Esta región comprende desde la superficie ($d = 0$) hasta la profundidad del máximo de dosis ($d_{m\acute{a}x}$). La explicación física puede ser de la siguiente manera:

La fluencia de energía de fotones va disminuyendo conforme aumenta la profundidad y como consecuencia la producción de electrones también disminuye con la profundidad. Pero la fluencia de electrones aumenta conforme la profundidad aumenta y por consecuencia la dosis depositada también aumenta hasta un máximo de dosis, debido a que en esta región no hay equilibrio de electrones la dosis depositada es menor al kerma de colisión. Solo en el máximo de dosis se logra alcanzar equilibrio electrónico y por ende el kerma de colisión será igual a la dosis depositada mas allá de esta profundidad ambas cantidades van disminuyendo de forma exponencial, figura 13.

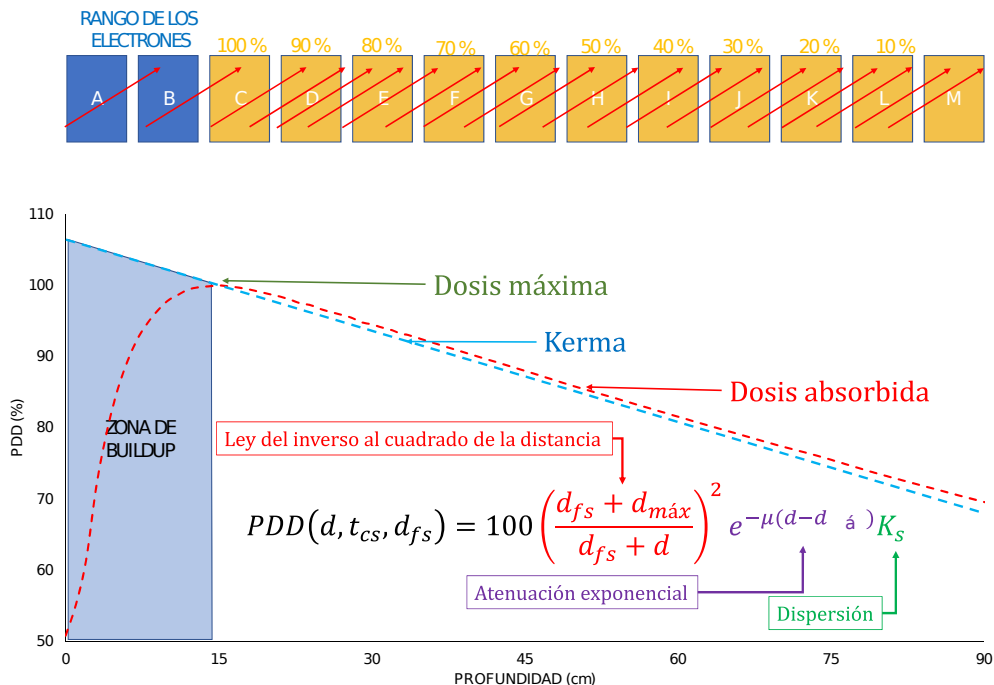


Figura 13: Curvas PDD, máximo de dosis, kerma y dosis absorbida. Figura del autor.

2.8.4 Perfiles de dosis

La distribución espacial de dosis depende fundamentalmente de la dimensiones geométricas del haz de fotones. Los colimadores secundarios forman la geometría del haz en geometrías cuadradas o rectangulares; produciendo una distribución de dosis uniforme dentro del fantoma. Las dosis medidas son normalizadas al valor máximo en el eje central del haz.

- Región interna: Parte del perfil comprendida desde el eje central del campo de radiación hasta el 80 %.
- Región de penumbra: Definida dosimétricamente como la distancia comprendida entre la intersección de las curvas de isodosis del 80 % y 20 %.

2.9 Tecnologías de detección

Existen varias clases de detectores pero solo mencionaremos a dos de ellos que son los siguientes: detectores tipo cámaras de ionización y detectores de estado sólido. El proceso físico para las cámaras de ionización es la ionización del gas contenido en su volumen sensible, y los detectores de estado sólidos principalmente en la ionización, excitación y luminiscencia.

2.9.1 Detector tipo cámaras de ionización

Un detector con una cavidad llena de gas con cierto volumen, generalmente aire como dieléctrico, entre dos electrodos conectados a un suministro de alta tensión de típicamente 100 V a 1000 V. En este volumen de aire, los fotones crean iones de carga positiva y negativa que luego ganan energía cinética debido al campo eléctrico generado por los electrodos creando así un flujo de electrones que puede medirse con un electrómetro (figura 14). De tal manera que la cantidad de iones es proporcional a la dosis absorbida por el aire, para posteriormente medir la dosis depositada en el material (Podgorsak2005, PTW2019).

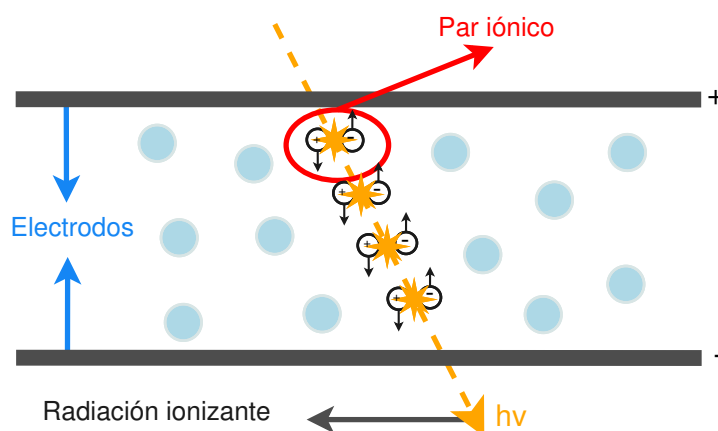


Figura 14: Esquema básico de una cámara de ionización. Fuente (PTW2019).

2.9.2 Detector tipo diodo

El foton produce un par vacante-electrón dentro del material; las cargas producidas en la banda de valencia son proporcionales a la intensidad de la radiación en el semiconductor, y se difunde hacia la banda de conducción, de tal manera que igual número de vacantes son creados en la banda de valencia. Bajo la influencia de un campo eléctrico, los electrones y vacantes son arrastrados hacia electrodos generando una corriente medida por un circuito externo (Podgorsak2005).

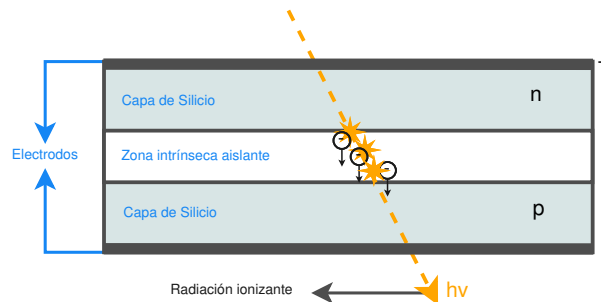


Figura 15: Esquema basico del detector de diodo. Fuente (PTW2019).

2.9.3 Detector tipo diamante

Los diamantes cambian su resistencia ante la exposición a la radiación. Cuando se aplica una tensión de polarización, la corriente resultante es proporcional a la tasa de dosis de radiación. El dosímetro se basa en un cristal de diamante natural o sintético sellado en una carcasa de poliestireno con un sesgo de contactos dorados finos (Podgorsak2005).

De manera similar que en el caso de los detectores tipo diodo tienen un volumen muy pequeño, menores a 1 mm^3 , son idoneos para dosimetría en campos pequeños (Das2008, PTW2019).

Para estabilizar su respuesta a la dosis, los diamantes deben irradiarse antes de cada uso para reducir el efecto de polarización. Muestran cierta dependencia de la señal de la tasa de dosis, que debe corregirse cuando se mide una calidad física dada (por ejemplo, una dosis de profundidad) (PTW2019).

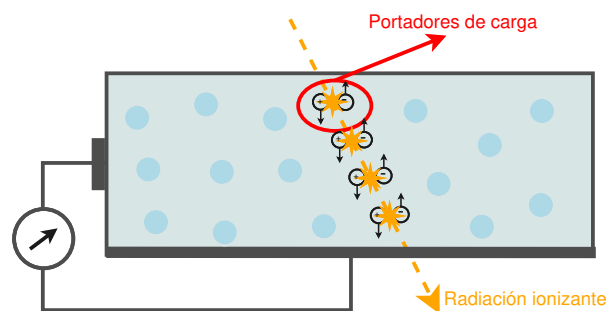


Figura 16: Esquema basico del detector de diamante. Fuente(PTW2019).

2.10 Campos pequeños

2.10.1 ¿Qué es un campo pequeño?

En la actualidad en dosimetría es difícil llegar a una definición sobre que es un campo pequeño debido a que no hay una definición exacta sobre dicho tema. "En la mayoría de los casos se puede considerar como un campo pequeño de un haz de fotones cuando el tamaño del campo es tal que no se logre el equilibrio lateral de partículas cargadas (LCPE)" (Alfonso2008).

2.10.2 Oclusión parcial de la fuente de fotones

La fuente de fotones del acelerador lineal es finita, sólo una fracción del área es visible para el detector cuando los colimadores formen un campo pequeño. "A este hecho se le denomina efecto de oclusión parcial de la fuente de fotones" (Spretz2016). debido a este hecho la penumbra se incrementa sobre toda la sección del campo superponiéndose. En consecuencia, el tamaño de campo a mitad de altura del perfil no suele coincidir con el tamaño que define el colimador, provocando una sobre estimación del tamaño de campo (Alfonso2008, Palmans2018).

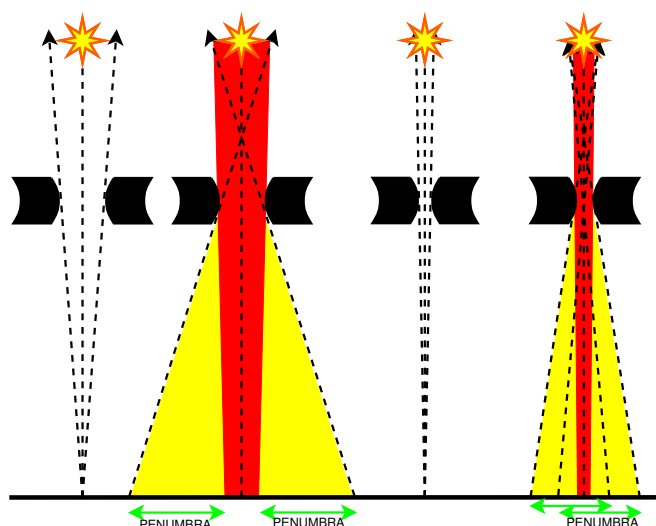


Figura 17: Oclusión de la fuente de fotones. Fuente (Alfonso2008)

2.10.3 Equilibrio electrónico (EE) y falta de EE

En radioterapia los electrones producidos en el medio, por el haz de fotones, que son en su mayoría y los positrones en menor medida, se le denomina equilibrio electrónico (EE) bajo esta condición se cumple la siguiente relación

$$(R_{in})_e = (R_{out})_e \quad (54)$$

Pero en la practica el EE es una condiciones que no se alcanzan, y es por que la atenuación del haz de fotones causa que el número de ionizaciones disminuya con la profundidad del

haz en el medio; y en consecuencia, la energía cinética transportada por los electrones a cierta profundidad es siempre mayor en comparación a la energía cinética de los electrones generados a dicha profundidad, y que estos últimos electrones generados imparten su energía a profundidades mayores (Alfonso2008).

2.10.4 Equilibrio Electrónico Lateral (EEL)

Se muestra en la figura 18 un haz de fotones incidiendo en un fantoma de agua. El haz se considera perfectamente conformado cuando no tiene penumbra. Los electrones adquieren energía cinética mediante la interacción fotón - materia. Estos electrones viajan en su mayoría en la misma dirección del haz, también hay procesos de dispersión para los electrones (Spretz2016).

- El punto A se ubica dentro del haz y por ese punto pasa el mismo flujo de electrones por ambos extremos.
- El punto B esta ubicado dentro del haz, pero llegan menos electrones desde la derecha.
- El punto C se ubica fuera del haz, pero suficientemente cercano para que muy pocos electrones lleguen a dicho punto, así que aun hay presencia de dosis. Como consecuencia hay un aumento de la penumbra del haz.

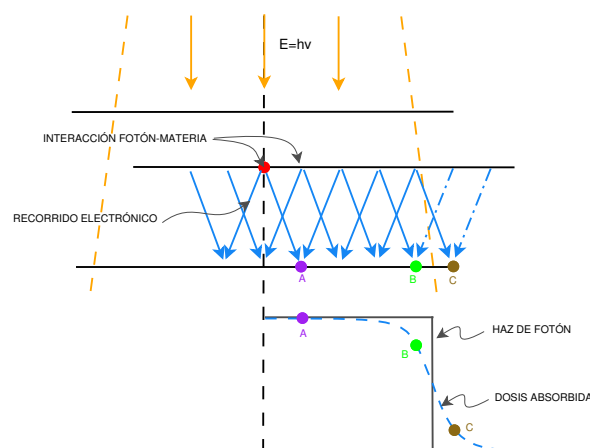


Figura 18: Representación gráfica del desequilibrio electrónico lateral. Fuente (Alfonso2008).

2.10.5 Efecto de volumen en la dosis

Debido a que los detectores tienen un volumen y los materiales que lo conforman no son equivalentes al agua estos dos factores dan como consecuencia en una mayor incertidumbre en la medida de los perfiles, es decir, la dosis en el eje central del campo es subestimada y en especial en la región entre el 80 % y 20 % dosis denominada penumbra del haz es aumentada o sobreestimada causado por el volumen del detector que es excesiva en comparación al tamaño de campo.

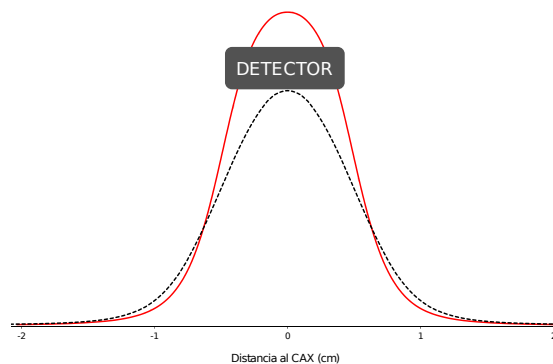


Figura 19: Efecto de volumen. Imagen modificada de la fuente (PTW2019).

2.10.6 Penumbra

Se denomina penumbra a la región, bordes externos del campo, de rápida caída o alto gradiente de dosis; que por lo general se encuentra entre los puntos del 20 % y 80 % de la dosis del eje central. En campos convencionales la meseta de dosis, ver figura 20, se observa claramente en el área central. A medida que el campo disminuye en tamaño, la zona plana se hace más estrecha o desaparece, estos tipos de campo pequeño son típicos en radiocirugía (Spretz2016).

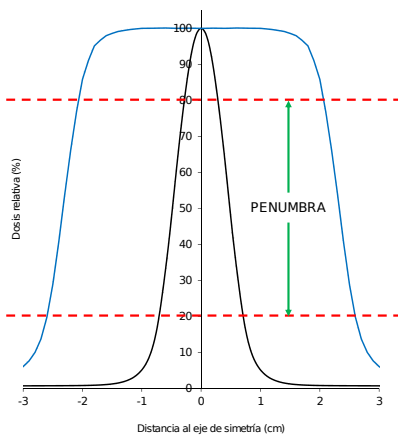


Figura 20: Comparación de penumbras. Figura del autor.

Es por esta razón que es importante y necesario de detectores de una muy buena resolución para medir con precisión y correctamente los perfiles de dosis.

CAPÍTULO 3: Equipamiento utilizado

El presente trabajo de tesis se realizó en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (conocida como INEN), el INEN cuenta con una variedad de equipos y particularmente los sistemas de detección los cuales fueron estudiados y seleccionados para este trabajo.



Figura 21: Equipos usados en el presente trabajo.

A continuación se hará una descripción de las características de los equipos (figura 21) utilizados para llevar a cabo mediciones de dosis.

3.1 Acelerador Lineal ELEKTA

Tabla 1: Características del acelerador lineal.

Modelo del acelerador lineal	Elekta Synergy
Número de serie del acelerador	154574
Número de serie de la camilla de tratamiento	228419
Modelo del dispositivo del limitador del haz	Agility
Modelo del sistema de imágenes portales	lviewGT
Número de lviewGT	302089
Modelo del sistema Cone Beam CT (CBCT)	XVI
Número de serie del XVI	336587

3.2 Semiflex 31010

La cámara de ionización semiflex tipo 31010 es el compromiso ideal entre el tamaño pequeño requerido para obtener una resolución espacial razonable y un gran volumen sensible para medir las dosis con precisión. Por el cual este detector es uno de las cámaras de ionización más utilizadas en los sistemas de barrido del fantoma. El volumen del detector de 0.125 cm^3 permite obtener señal suficiente para también usar la cámara en mediciones de **dosis absoluta** con alta precisión. El volumen sensible es aproximadamente esférico resultando en una respuesta angular plana y una resolución espacial uniforme a lo largo de los tres ejes de un maniquí de agua y con una sensibilidad de 3.3 nC/Gy (PTW2019).

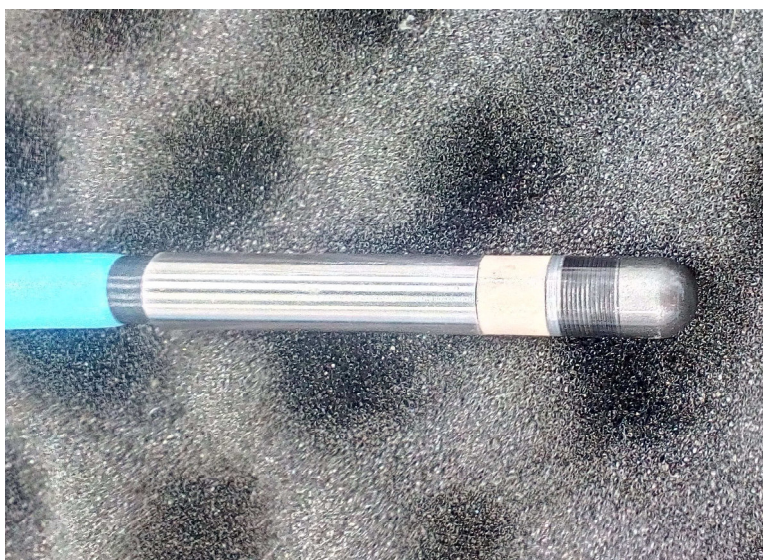


Figura 22: Cámara Semiflex 31010.

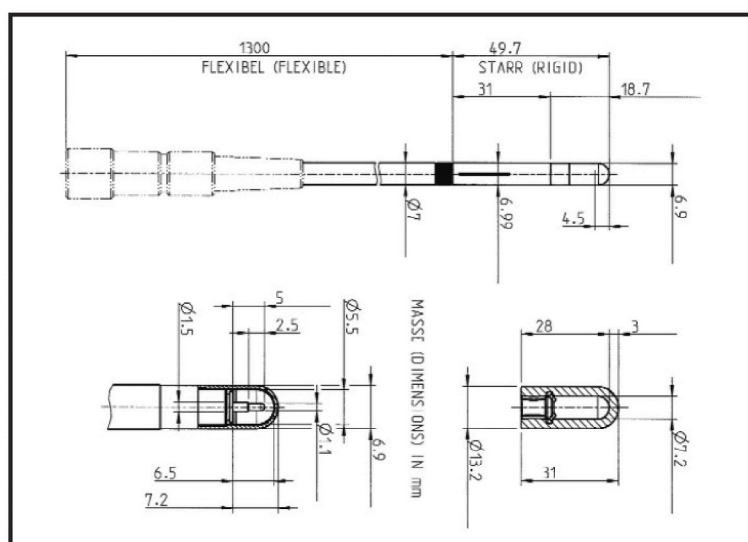


Figura 23: Dimensiones técnicas del detector Semiflex 31010. Fuente (PTW2019)

3.3 PinPoint 31014

La cámara PTW PinPoint 31014 de tamaño ultra pequeño, volumen sensible de 0.015 cm^3 , para dosimetría en haces de fotones de alta energía, es ideal para mediciones de dosis en campos pequeños típicos en IMRT y haces estereotácticos o estereotáxicos. La distribuciones relativas pueden medirse con una muy alta resolución espacial en cualquier dirección. La cámara es sumergible, abierta a la atmósfera, diseñada para medir dosis absoluta, mediciones de OF y perfiles con una sensibilidad de 0.4 nC/Gy . (PTW2019).



Figura 24: Cámara Pinpoint 31014.

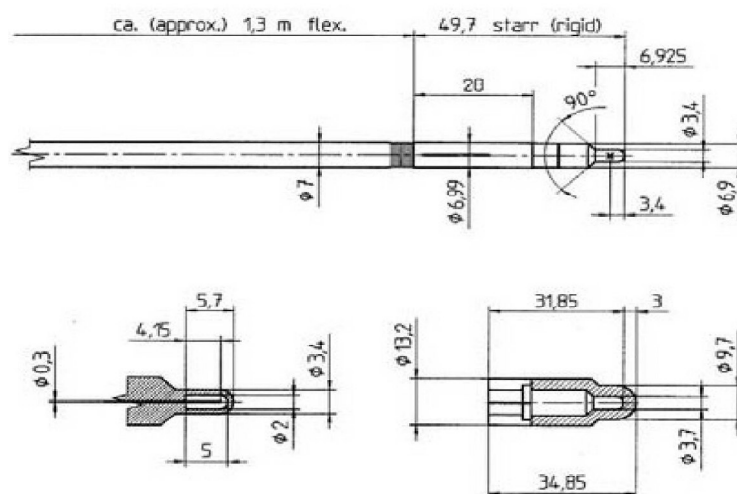


Figura 25: Dimensiones técnicas de la cámara Pinpoint 31014. Fuente (PTW2019)

3.4 Diodo E 60017

El Diodo E de volumen sensible de $0,03 \text{ mm}^3$, ha sido diseñado para mediciones de dosis en pequeños campos de electrones y fotones que se encuentran en IMRT y haces estereotáticos o estereotáxicos. Su excelente resolución espacial permite mediciones de perfil de haz muy precisas incluso en la región de penumbra de campos pequeños. Debido a su dosis de profundidad de porcentaje de profundidad de respuesta de energía superior (PDD), se pueden realizar mediciones que son independientes del tamaño del campo hasta tamaños de campo de 40 cm^2 . Excelente resolución espacial y respuesta nominal de 9 nC/Gy . El detector a prueba de agua se puede usar en aire, fantoma de estado sólido y en agua. "A profundidades mayores que d_{max} , el porcentaje de dosis en profundidad coinciden con cámaras de ionización dentro de $\pm 0.5 \%$ " (PTW2019).



Figura 26: Detector Diodo E 60017.

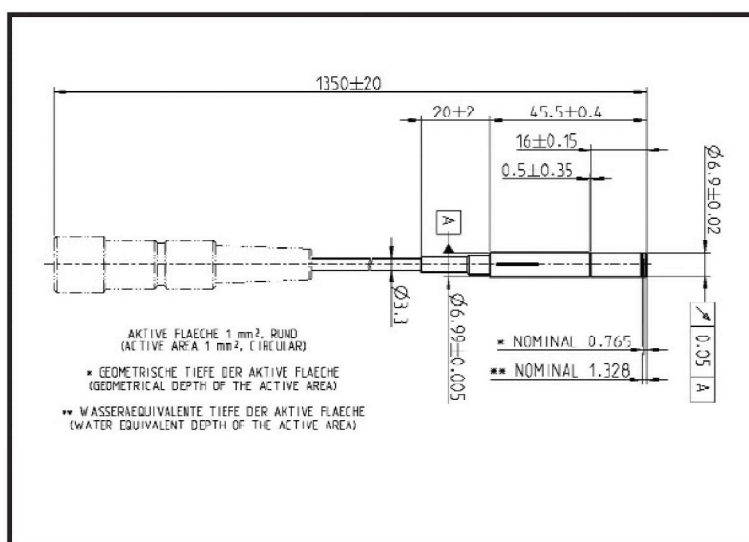


Figura 27: Dimensiones del detector Diodo E 60017. Fuente (PTW2019)

3.5 microDiamond 60019

El nuevo detector microDiamond es un diamante sintético monocristal de volumen sensible de $0,004\text{ mm}^3$, ha sido diseñado para mediciones de dosis en pequeños campos de electrones y fotones que se encuentran en IMRT y haces estereotácticos o estereotáxicos. Su excelente resolución espacial permite mediciones de perfil de haz muy precisas incluso en la región de penumbra de campos pequeños. Excelente resolución espacial y respuesta nominal de 1 nC/Gy . El detector a prueba de agua se puede usar en aire, fantoma de estado sólido y en agua (Khan2014).



Figura 28: Detector microDiamond 60019.

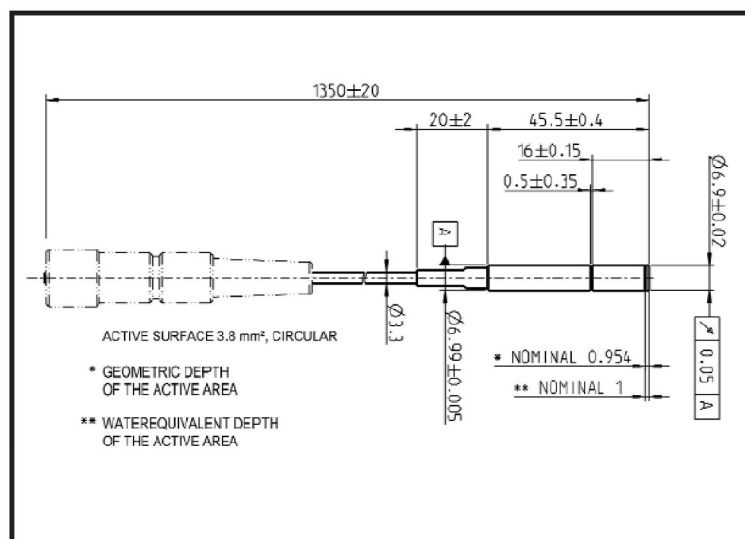


Figura 29: Dimensiones del detector microDiamond 60019. Fuente (PTW2019)

Tabla 2: Características importantes de los detectores.

<i>Detector</i>	<i>Tipo</i>	<i>Volumen</i>	<i>Diámetro</i>	<i>Espesor</i>	<i>Longitud</i>	<i>Z_{efectivo}</i>
<i>μDiamond 60019</i>	Diamante	0.004 mm ³	2.2 mm	0.001 mm	-	6.0
<i>Diodo E 60017</i>	Silicio	0.03 mm ³	1.1 mm	0.03 mm	-	14.0
<i>Pinpoint 31014</i>	CI	0.015 cm ³	2.0 mm	-	5.0 mm	7.67
<i>Semiflex 31010</i>	CI	0.125 cm ³	5.6 mm	-	6.5 mm	7.67
<i>Tejido</i>	-	-	-	-	-	7.4
<i>Agua</i>	-	-	-	-	-	7.5

Tabla 3: microDiamond 60019 vs Diodo E 60017.

	<i>μDiamond 60019</i>	<i>Diodo E 60017</i>
Dureza con la radiación	Extremadamente resistente al daño por radiación, estable a largo plazo.	Sensible al daño por radiación, inestable, vida útil reducida.
Resolución espacial	Alto: 4mm ² área de medición activa.	Muy alto: 1 mm ² área de medición activa.
Calidad de la radiación	Fotones y electrones en campos grandes y pequeños; solo se requiere un detector	En campos grandes, diodos blindados para fotones, no blindados para electrones: se requieren dos detectores.
Dependencia con la temperatura	Muy baja: 0.08 % / K	Más alto que el Diamond: 0.3 ... 0.6 % K.
Dependencia direccional	Muy baja: 1 % para ± 40°	Significativamente más alto.
Dependencia con la energía	Muy baja	Muy alto en el rango de KeV, más alto que el Diamond en el rango de los MeV.
Dependencia de la tasa de dosis	Muy baja	A menudo muestra dependencia con la tasa de dosis.
Dependencia con el tamaño de campo	Hasta 40 cm × 40 cm para fotones	Sin protección hasta 10 cm × 10 cm, con protección hasta 20 cm × 20 cm (SNC EDGE) o hasta 40 cm × 40 cm (IBA PFD, PTW Diodo P)
Cambio de respuesta en campos pequeños	Muy baja	Mayor.

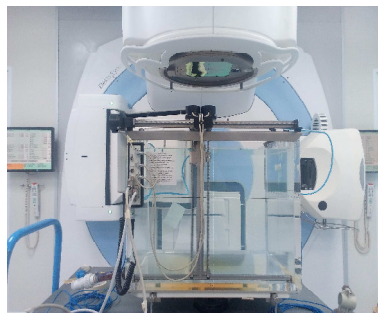
CAPÍTULO 4: Procedimiento experimental

Procedimiento detallado que se debe seguir para determinar los tres parámetros que caracterizan al haz de fotones.

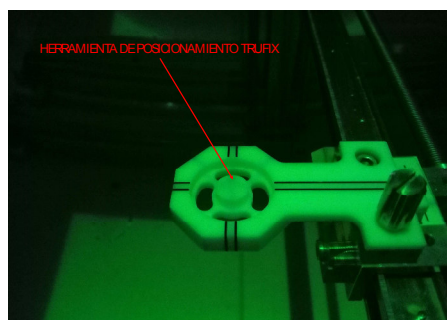
4.0.1 Detectores tipo cámaras de ionización

Procedimiento

1. Colocar en gantry y el colimador del acelerador a 0° y ajustar un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
2. Situar el fantoma bajo el equipo y centrar con el retículo (centrado aproximado, el centrado fino se realizará posteriormente vía software).



3. Montar el soporte para cables y el soporte de cámaras de referencia en el tanque de PMMA.
4. Conectar el sistema a la fuente de alimentación y encienda el sistema.
5. Aguardar unos minutos hasta que se establezca la comunicación entre la unidad de control y el dispositivo inteligente de control manual.
6. Inicie el llenado de agua hasta la posición indicada en la marca en el PMMA.
7. Coloque la herramienta de posicionamiento TRUFIX en el soporte base TRUFIX.



8. Ajuste la SSD a 90 cm.
9. Quite la herramienta de posicionamiento y coloque el soporte TRUFIX para la cámara Semiflex 31010. Coloque la cámara junto a su dedal de retención en el soporte, en orientación horizontal (eje axial de la cámara perpendicular al eje del haz, como se muestra en la figura).
10. El sistema TRUFIX garantiza que en este momento la superficie del agua coincida con el punto efectivo de medida de la cámara colocada.
11. Coloque la segunda cámara Semiflex 31010 en el soporte de referencia, dentro del tubo y dentro del campo de irradiación de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
12. Desde el menú Detector Settings, seleccione la polaridad de +400V para ambos detectores
13. Realizar una pre-irradiación de la cámara para 500UM.
14. Realice un ajuste a cero del electrometro.
15. Configurar 1000UM con el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en la consola del acelerador y comenzar las mediciones necesarias para finalizar las configuraciones.
16. Iniciar el posicionamiento del detector.
17. Configurar el sistema de medición y detector. Seleccionar el detector correspondiente y su orientación.
18. Asegurar que el casillero Position Correction se encuentra deshabilitado. Descender la cámara 10 cm, configurando los siguientes valores:

A=0.0 mm
 B=100.0 mm
 C=0.0 mm

19. Para determinar los factores de campo, adquirir 3 medidas de 100UM cada una, a 10 cm de profundidad, para los siguientes tamaños de campo: $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (campo de referencia), $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $1 \times 1 \text{ cm}^2$.
20. Determinar los factores de campo:

$$OF_{Q_{clin}, Q_{10cm \times 10cm}}^{f_{clin}, f_{10cm \times 10cm}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{10cm \times 10cm}}^{f_{10cm \times 10cm}}} \quad (55)$$

21. Empleando la aplicación de escaneo Mephysto, obtenga las curvas de PDD y perfiles PTD de los campos $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 30, Comparar los resultados obtenidos para los diferentes detectores empleados en el presente trabajo; analizar la influencia en las penumbras y tamaños de campo.

4.0.2 Detectores de estado sólido

Procedimiento

1. reducir a 0V la tensión del electrómetro.
2. Conectar el detector de estado sólido que corresponda.
3. Inserte el detector de estado sólido en el soporte que corresponda para orientación paralela (eje longitudinal paralelo al eje del haz).
4. Desplazar a la profundidad de 10 cm.
5. Pre-irradiar con una dosis aproximada de 5 Gy.
6. Repetir los puntos del 18 al 20 de las cámaras de ionización.

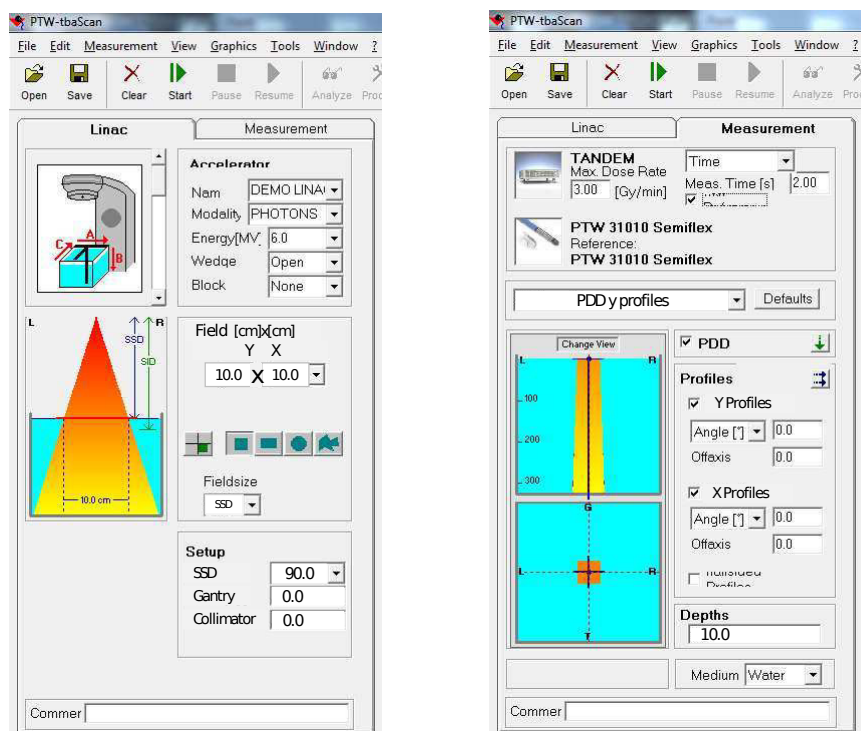


Figura 30: Montaje experimental para los factores de campo y perfiles en la interface del software Mephysto.

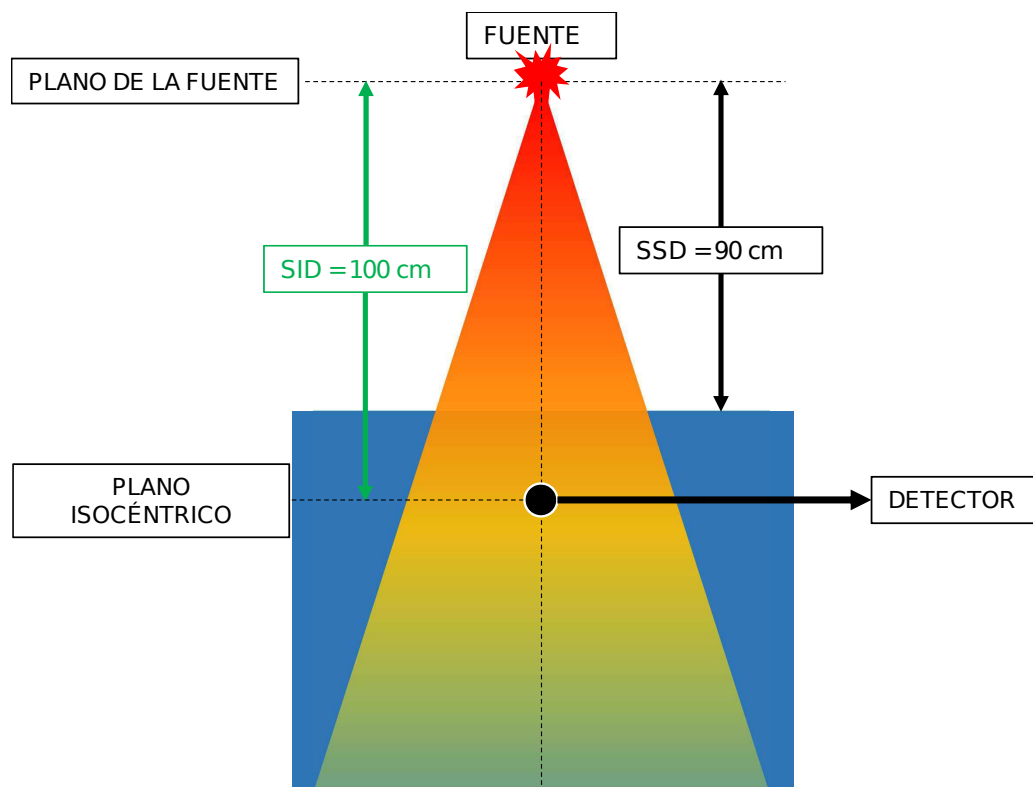


Figura 31: Montaje experimental para los factores de campo y perfiles.

CAPÍTULO 5: Resultados

5.1 Factores de campo (OF)

Las medidas que se realizo para el cálculo de OF siguen las recomendaciones del protocolo IAEA TRS 483 , “distancia fuente - superficie (SSD⁴) de 90 cm y a la profundidad de 10 cm en agua, El tamaño de campo de normalización fue de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ” (Palmans2018). Los tamaños de campo empleados fueron los siguientes: $1 \times 1 \text{ cm}^2$ hasta $5 \times 5 \text{ cm}^2$ generados por las multilaminas. Todos los detectores fueron centrados en el eje del haz y fue corroborado previo a las irradiaciones, se suministro 100 UM⁵ a cada uno, lo cual corresponde a 100 cGy de dosis. Se realizaron tres medidas de carga que luego fueron promediadas. A continuación se muestra los resultados en las tablas 4,5, 6 y 7.

Tabla 4: Cargas colectadas por la cámara Semiflex 31010, promedio de cargas, desviación estándar y coeficiente de variación.

<i>TC (cm²)</i>	<i>Carga colectada (nC)</i>			<i>Promedio (nC)</i>	<i>σ (\pm)</i>	<i>CV (%)</i>
1	1.598	1.599	1.599	1.599	0.001	0.04
2	2.074	2.075	2.075	2.075	0.001	0.03
3	2.212	2.213	2.213	2.213	0.001	0.03
4	2.311	2.310	2.310	2.310	0.001	0.02
5	2.397	2.398	2.398	2.398	0.001	0.02
10	2.662	2.662	2.663	2.662	0.001	0.02

Tabla 5: Cargas colectadas por la cámara PinPoint 31014, promedio de cargas, desviación estándar y coeficiente de variación.

<i>TC (cm²)</i>	<i>Carga colectada (nC)</i>			<i>Promedio (nC)</i>	<i>σ (\pm)</i>	<i>CV (%)</i>
1	0.209	0.209	0.208	0.209	0.001	0.28
2	0.260	0.260	0.260	0.260	0.000	0.00
3	0.276	0.276	0.275	0.276	0.001	0.21
4	0.288	0.288	0.288	0.288	0.000	0.00
5	0.299	0.299	0.300	0.299	0.001	0.19
10	0.331	0.331	0.332	0.331	0.001	0.17

⁴Source Surface Distance

⁵Unidades Monitor

Tabla 6: Cargas colectadas por el detector Diodo E 60017, promedio de cargas, desviación estándar y coeficiente de variación.

$TC (cm^2)$	<i>Carga colectada (nC)</i>			<i>Promedio (nC)</i>	$\sigma (\pm)$	<i>CV (%)</i>
1	5.585	5.585	5.586	5.585	0.001	0.01
2	6.416	6.416	6.417	6.416	0.001	0.01
3	6.742	6.742	6.743	6.742	0.001	0.01
4	7.019	7.019	7.020	7.019	0.001	0.01
5	7.302	7.302	7.303	7.302	0.001	0.01
10	8.148	8.148	8.147	8.148	0.001	0.01

Tabla 7: Cargas colectadas por el detector microDiamond 60019, promedio de cargas, desviación estándar y coeficiente de variación.

$TC (cm^2)$	<i>Carga colectada (nC)</i>			<i>Promedio (nC)</i>	$\sigma (\pm)$	<i>CV (%)</i>
1	0.597	0.598	0.598	0.598	0.001	0.10
2	0.692	0.692	0.693	0.693	0.001	0.08
3	0.727	0.726	0.727	0.727	0.001	0.08
4	0.755	0.755	0.756	0.755	0.001	0.08
5	0.785	0.785	0.786	0.785	0.001	0.07
10	0.870	0.870	0.871	0.870	0.001	0.07

Una vez finalizado las mediciones de lectura de carga de cada detector se procedió al cálculo de los factores de campo utilizando la ecuación (56), los valores son mostrados en la tabla 8

$$OR_{Q_{clin}, Q_{10cm \times 10cm}}^{f_{clin}, f_{10cm \times 10cm}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{10cm \times 10cm}}^{f_{10cm \times 10cm}}} \quad (56)$$

- $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$: Carga promedio colectada para diferentes tamaños de campo diferente al campo de referencia $10 \times 10 cm^2$.
- $M_{Q_{10cm \times 10cm}}^{f_{10cm \times 10cm}}$: Carga promedio colectada en el campo de referencia $10 \times 10 cm^2$.

Tabla 8: Cocientes de lectura obtenido por todos los detectores.

$TC(cm^2)$	μ Diamond 60019	Diodo E 60017	PinPoint 31014	Semiflex 31010
1	0.687	0.685	0.630	0.602
2	0.796	0.787	0.785	0.781
3	0.835	0.827	0.832	0.833
4	0.868	0.861	0.869	0.870
5	0.903	0.896	0.903	0.903

Con el objetivo de observar mejor los datos se calcula la resta entre los factores obtenidos por todos los detectores (ver ecuación 57). En la tabla 9 se puede observar los cálculos de la diferencia entre los OF medidos por el microDiamond y aquellos medidos por los demás detectores.

$$OR_{Diferencia} = OR_{\mu Diamond} - OR_{Otro\ detector} \quad (57)$$

Tabla 9: Diferencia de cocientes de lectura respecto al microDiamond de la tabla 8.

$TC(cm^2)$	$\mu Diamond - DiodoE$	$\mu Diamond - PinPoint$	$\mu Diamond - Semiflex$
1	0.002	0.057	0.085
2	0.009	0.011	0.015
3	0.008	0.003	0.002
4	0.007	-0.001	-0.002
5	0.007	0.000	0.000

La figura 32 muestra los factores de campo en función del tamaño de campo para cada detector, con haz de 6 MV que fueron obtenidos de la tabla 8.

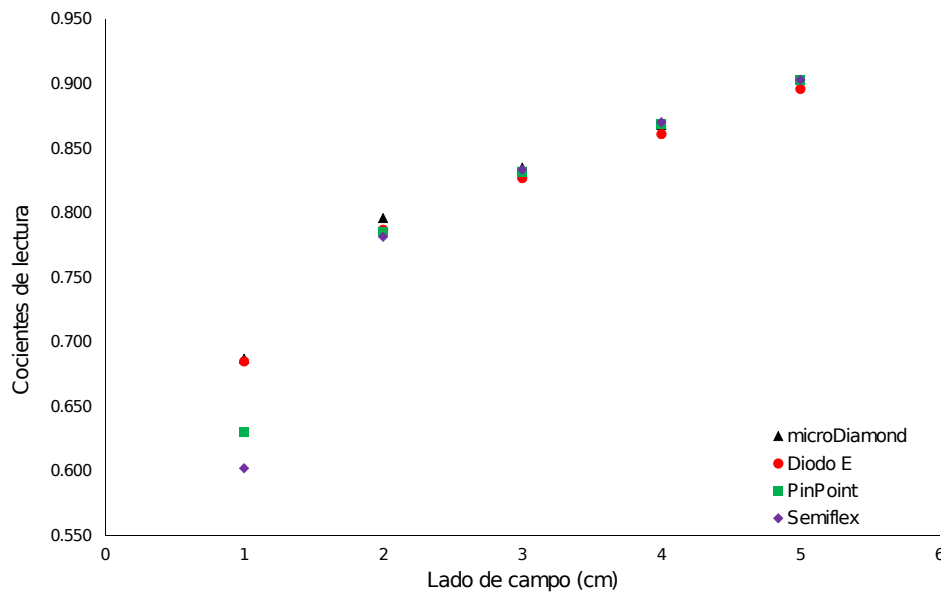


Figura 32: OF vs tamaño de campo.

Debido a la no homogeneidad de los datos es necesario aplicar las correspondientes correcciones de acuerdo a lo establecido en (Alfonso2008), estos factores de campo de la tabla 8 fueron multiplicados por los factores de corrección $k_{Q_{clin}, f_{10cm \times 10cm}}^{f_{clin}, f_{10cm \times 10cm}}$ (ver tabla 10) para una mayor homogeneidad en los datos. Estos factores de corrección fueron extraídos de (Alfonso2008), tabla 26.

Tabla 10: Factor de corrección $k_{Q_{clin}, Q_{10cm \times 10cm}}^{f_{clin}, f_{10cm \times 10cm}}$ para cada detector y tamaños de campo. (*) Datos extrapolados, (**) Datos interpolados. Datos extraídos de la tabla 26 del protocolo IAEA TRS 483.

$TC (cm^2)$	$\mu Diamond$ 60019	Diodo E 60017	PinPoint 31014	Semiflex 31010
1	0.984	0.986	1.060*	1.061*
2	0.997	1.008	1.009	1.008
3	1.000	1.011	1.002	1.001
4	1.000	1.010	1.000	1.000
5	1.000**	1.008**	1.000**	1.000**

En la tabla 11 y figura 33 se muestran los OF después de corregir con los factores de corrección para los cocientes de lectura de la tabla 8. Al ser comparada la figura 32 con la figura 33, se aprecia cómo los factores de campo determinados por el microDiamond y el Diodo E tienden a superponerse en todos los campos, hay una mejor homogeneidad de datos. Con respecto a las cámaras de ionización se observa una homogeneidad en los campos $5 \times 5 cm^2$, $4 \times 4 cm^2$ y $3 \times 3 cm^2$. Pero en los campos de menor tamaño, $2 \times 2 cm^2$ y más aun en el campo $1 \times 1 cm^2$, aun hay heterogeneidad debido al efecto de volumen de las cámaras de ionización.

Tabla 11: Factores de campo luego de corregir los cocientes de lectura.

$TC (cm^2)$	$\mu Diamond$ 60019	Diodo E 60017	Pinpoint 31014	Semiflex 31010
1	0.676	0.675	0.668	0.639
2	0.794	0.793	0.792	0.787
3	0.835	0.836	0.834	0.834
4	0.868	0.870	0.869	0.870
5	0.903	0.903	0.903	0.903

En la tabla 12 se muestran los resultados de la diferencia entre los OF medido por la microDiamond y aquellos medidos por los demás detectores, después de aplicar los factores de corrección.

Tabla 12: Diferencia entre factores de campo respecto al microDiamond de la tabla 11.

$TC(cm^2)$	$\mu Diamond - DiodoE$	$\mu Diamond - Pinpoint$	$\mu Diamond - Semiflex$
1	0.001	0.008	0.037
2	0.000	0.002	0.006
3	-0.001	0.001	0.001
4	-0.002	-0.001	-0.002
5	0.000	0.000	0.000

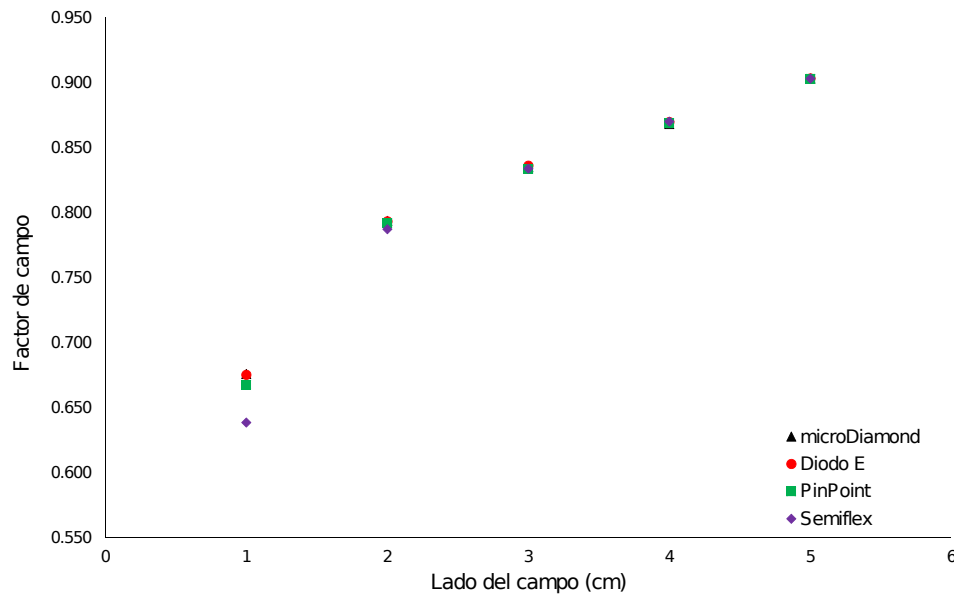


Figura 33: OF corregidos vs tamaño de campo.

Los cocientes de lectura (OR) medidos por la microDiamond son mayores a los detectores Semiflex y Pinpoint. Para el detector Semiflex 31010 en la configuración de tamaño de campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ donde se aprecia una mayor diferencia de 8.5 % y para el tamaño de campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ es de 1.5 % y con el detector Pinpoint 31014 en la configuración de tamaño de campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ es de 5.7 % y para el tamaño de campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$ es de 1.1 %, (ver figura 32 y tabla 9); esto se debe a que para el campo menor de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ el volumen sensible de las cámaras de ionización no son irradiadas completamente, como resultado subestime la medida de la dosis.

Posteriormente, en la figura 33 y la tabla 12 muestra la homogeneidad de los datos con todos los detectores en los tamaños de campos $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $3 \times 3 \text{ cm}^2$ producto a los factores de corrección que se aplicaron, pero en los campos menores de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y $2 \times 2 \text{ cm}^2$ aun hay heterogeneidad en los datos, producido por el tamaño del volumen sensible de las cámaras de ionización, donde la diferencia para la cámara de ionización Pinpoint es de 0.8 % en el campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y de 0.2 % para el campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$ mientras que para la cámara de ionización Semiflex es de 3.7 % en el campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y de 0.6 % para el campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

En relación entre los detectores de estado sólido (microDiamond y Diodo E), los datos difieren entre si debido a que el microDiamond posee un área transversal mayor, un 50 % más, como consecuencia la dosis se sobrestime ligeramente (ver tabla 9 y figura 32), pero luego de la corrección hay una mayor homogeneidad en los datos (ver la tabla 12 y la figura 33).

5.2 Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

Las mediciones realizadas para los PDD fueron llevadas a cabo siguiendo las recomendaciones del protocolo IAEA TRS 483 (Palmans2018). Cada detector fue centrado en cada campo, se hizo mediciones a 1 mm entre punto y punto, y un tiempo de 0.5 segundos en cada punto para los tamaños de campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ hasta $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

5.2.1 Detector Semiflex 31010

La figura 34 se observa los PDD medidos por la Semiflex 31010, para campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ hasta $5 \times 5 \text{ cm}^2$ los PDDs muestran un comportamiento esperado, las curvas no se superponen entre si, ver figura 60.

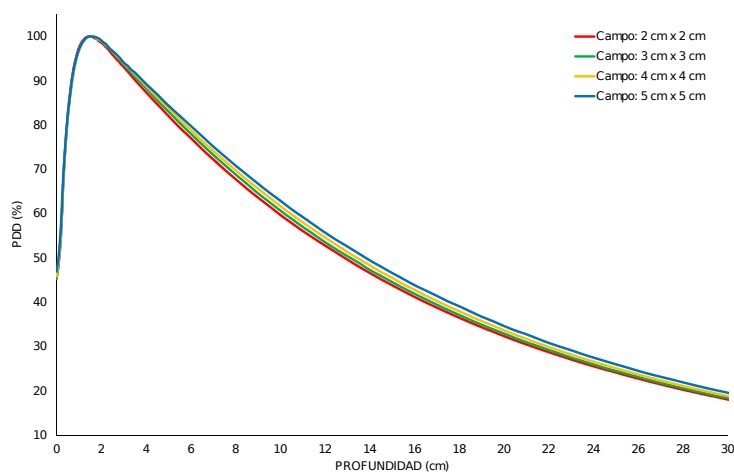


Figura 34: Curvas PDD hechas por la cámara Semiflex 31010.

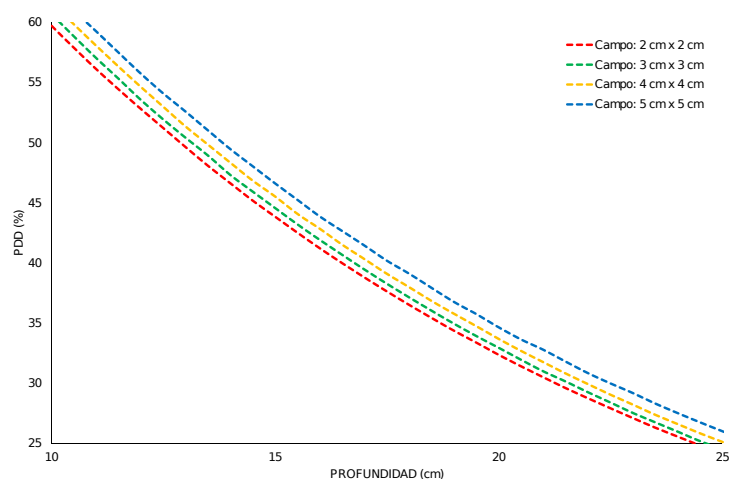


Figura 35: Ampliación de las curvas PDD hechas con la cámara Semiflex 31010.

Analizando los tamaños de campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $3 \times 3 \text{ cm}^2$ y que se muestran en la figura 36 y es interesante el comportamiento de la curva del campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, que corta

a las demás curvas y tiende a acercarse a las curvas de campo mayores. En la figura 37 se observa una ampliación de la 36 para una mejor visualización del comportamiento en dicho tamaño de campo.

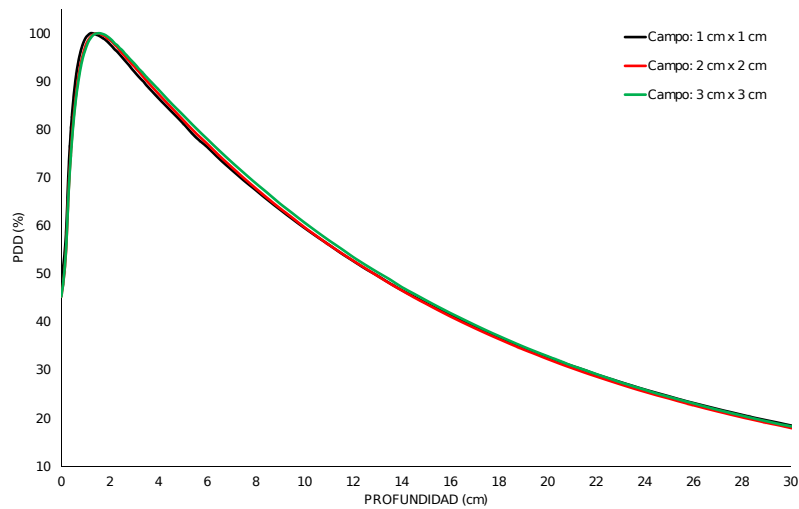


Figura 36: Curvas PDD Semiflex 31010 para los tres campos menores.

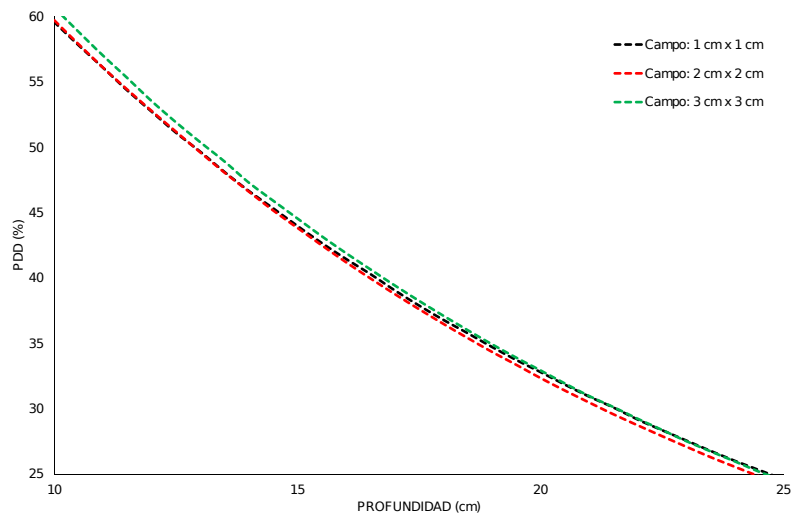


Figura 37: Ampliación a profundidad de las curvas PDD hechas por la cámara Semiflex 31010.

El comportamiento de la curva del campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ puede comprenderse que en la superficie una parte de la Semiflex es irradiada por el haz; cuando desciende, el tamaño de campo aumenta. A cierta profundidad, todo el detector es irradiado, aumentando la producción de cargas. Cuando la curva corte a las demás, se debe que la curva es normalizada con respecto a profundidad de máximo de dosis.

5.2.2 Detector Pinpoint 31014

En la figura 38 se observa los PDDs medidos por la cámara Pinpoint 31014 en campos de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ hasta $5 \times 5 \text{ cm}^2$. La profundidad de máximo de dosis coinciden en todas las curvas a 1.601 cm de profundidad como promedio y para el campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ se registro a 1.398 cm de profundidad.

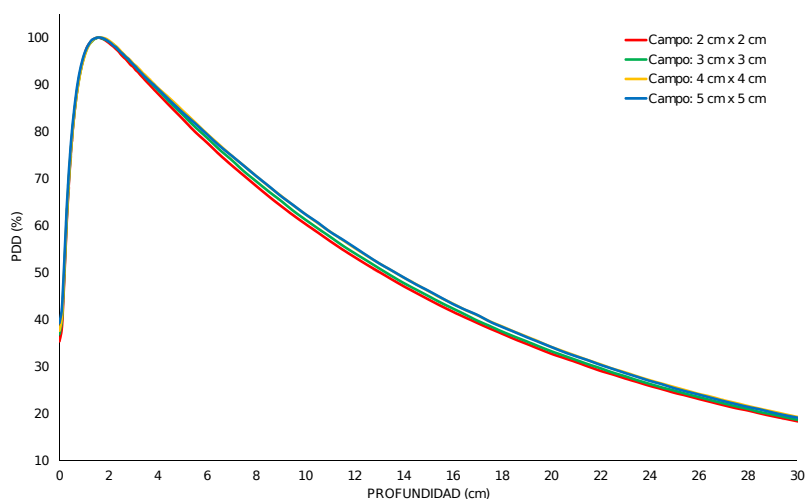


Figura 38: Curvas PDD Pinpoint 31014.

Para una mejor visualización, las curvas correspondientes a tamaños de campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $3 \times 3 \text{ cm}^2$, son presentados en la figura 39.

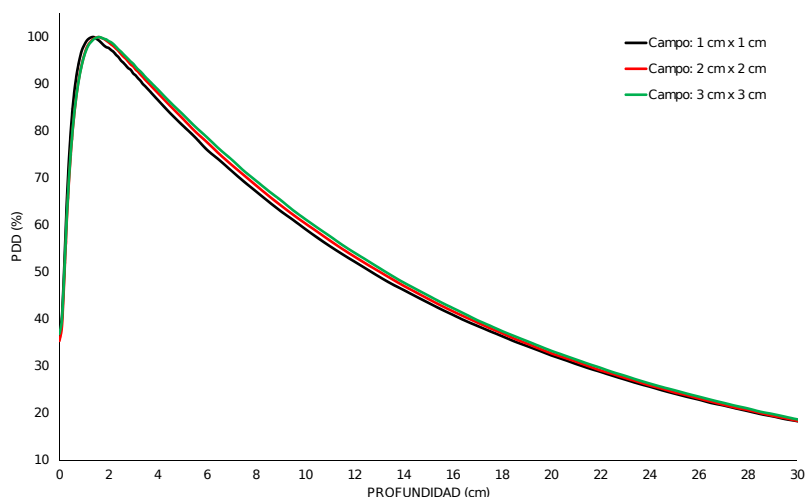


Figura 39: Curvas PDD obtenidas con Pinpoint 31014.

En la figura 40 se observa los efectos del tamaño del volumen sensible a profundidades mayores a 10 cm, esto se atribuye a la divergencia del haz que irradia todo el volumen sensible a profundidad generando una mayor colección de carga y como consecuencia una mayor lectura de dosis para el tamaño campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$.

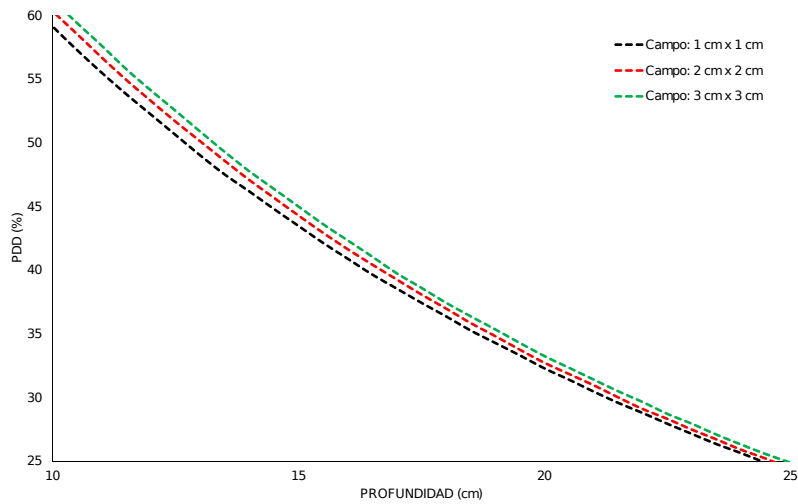


Figura 40: Ampliación en profundidad de las curvas PDD hechas por la cámara Pinpoint 31014.

5.2.3 Detector Diodo E 60017

En la figura 41 se ve las curvas medidas con el detector Diodo E; para tamaños de campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Las profundidades de máximo de dosis se registraron en promedio a 1.601 cm de profundidad como promedio a excepción del campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ que se registro a 1.400 cm de profundidad.

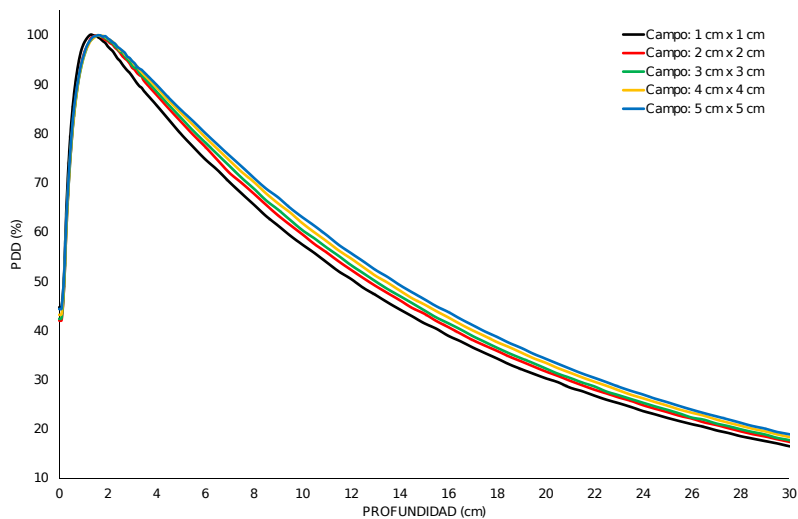


Figura 41: Curvas PDD Diodo E 60017.

5.2.4 Detector microDiamond 60019

Los PDD presentados en la figura 42 fueron medidas con el microDiamond 60019 para campos $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y se observa que la dosis maxima para el campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ fue de 1.399 cm de profundidad y para el resto fue de 1.602 cm como promedio.

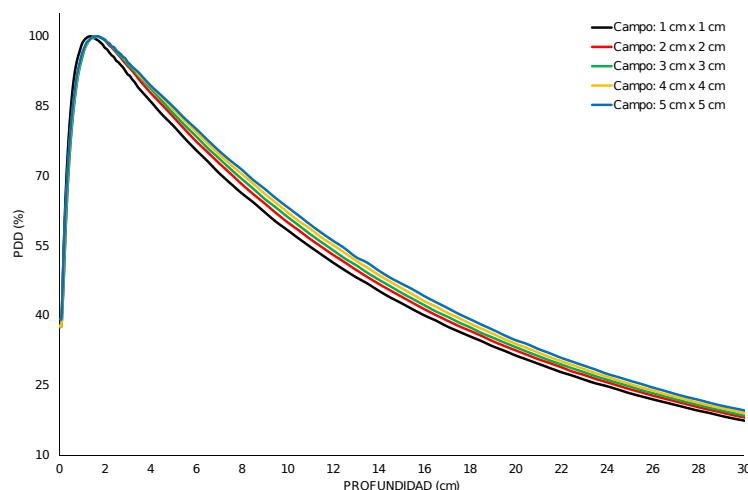


Figura 42: Curvas PDD obtenidas con microDiamond 60019.

Se muestra hasta esta parte el comportamiento de cada detector de modo que a partir de ahora se mostrará en conjunto con todos los detectores para cada tamaño de campo. Con el propósito de cuantificar la variabilidad de respuestas, se han calculado los coeficiente de variación a profundidades entre 10 cm (CV_{10}), 20 cm (CV_{20}) y 30 cm (CV_{30}).

5.2.5 Campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$

En la figura 43 se muestra las curvas PDD antes de normalizar al máximo de dosis con todos los sistemas de detección. Al igual que en los factores de campo se observa que las cargas recolectadas por cada detector son diferentes debido a sus propias características y en especial al volúmenes y al sus densidades ($Z_{efectivo}$).

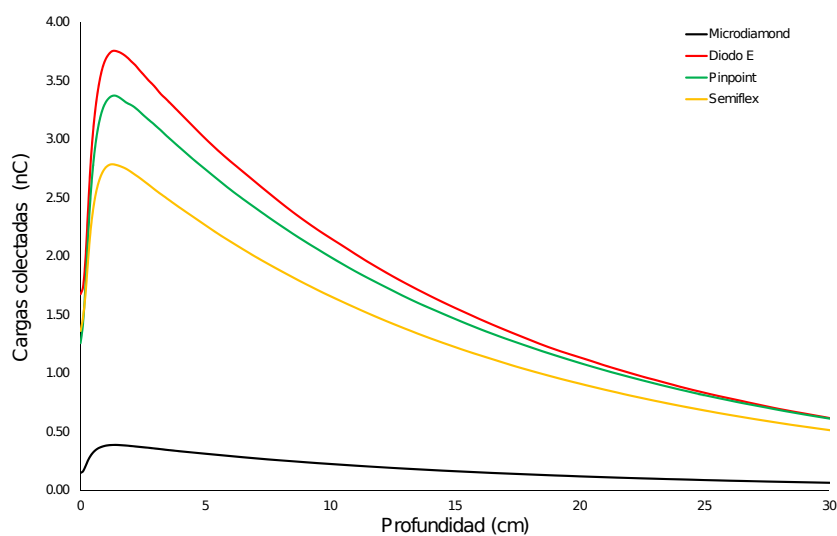


Figura 43: cargas colectadas sin normalizar para el tamaño de campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ de cada detector en conjunto.

A partir de ahora todas las curvas PDD estarán normalizadas a $D_{m\acute{a}x}$ para poder comparar las diferencias dosimétricas entre cada detector. En la figura 44 se observa las curvas obtenidas con el campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$. Las curvas se observan no próximas entre sí, hay mayor dispersión. La cámara de ionización Semiflex 31010 se aleja más del grupo de curvas; en menor magnitud la cámara de ionización Pinpoint 31014.

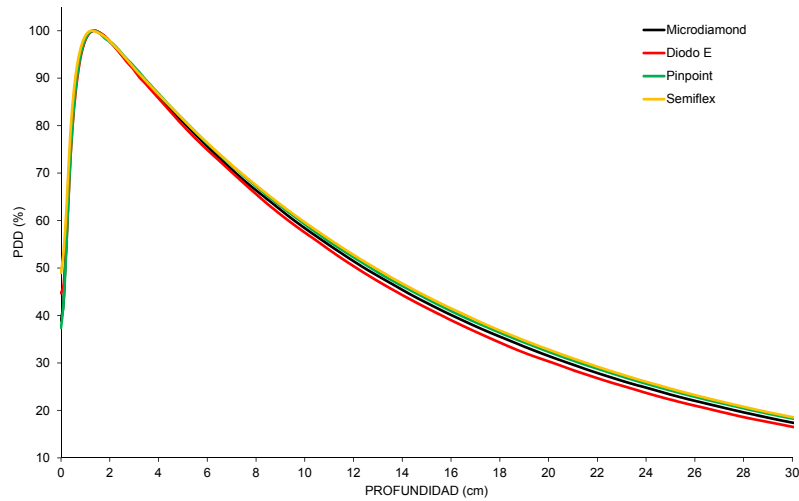


Figura 44: Curvas PDD hechas con todos los detectores en conjunto para el campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$.

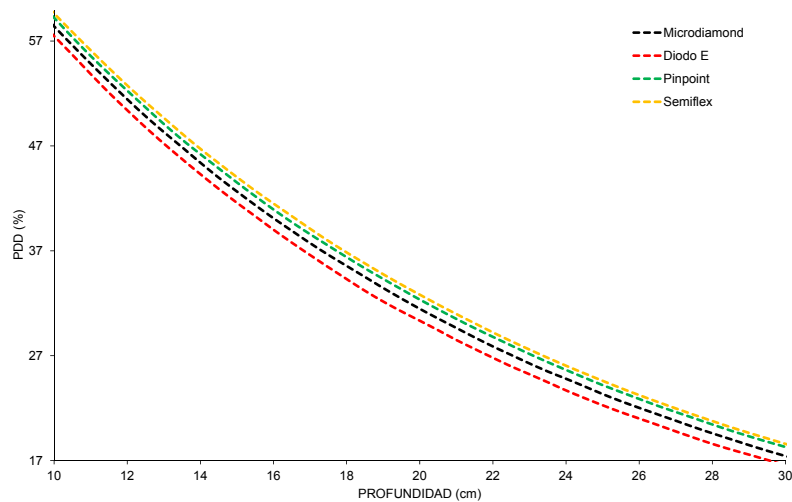


Figura 45: Curvas PDD hechas con todos los detectores, ampliación de la gráfica 44.

Los coeficientes de variación son: $CV_{10} = 1.60 \%$, $CV_{20} = 3.46 \%$ y $CV_{30} = 5.24 \%$. En este cálculo se incluye la cámara de ionización, para este haz es muy pequeño y se produce efecto de volumen, como se observó en el capítulo 2. Excluyendo a estos detectores, los coeficientes de variación son: $CV_{10} = 1.13 \%$, $CV_{20} = 2.25 \%$ y $CV_{30} = 3.82 \%$.

5.2.6 Campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$

En la figura 46 se puede observar las curvas medidas con el campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$. Las curvas se observan mucho más próximas entre si a diferencia del tamaño de campo anterior. Los coeficientes de variación son: $CV_{10} = 0.69 \%$, $CV_{20} = 1.38 \%$ y $CV_{30} = 2.24 \%$. Debido a que aumento el tamaño de campo entonces el efecto de volumen disminuye, como consecuencia los coeficientes de variación disminuyeron, con lo cual se alcanza una mayor homogeneidad en los datos.

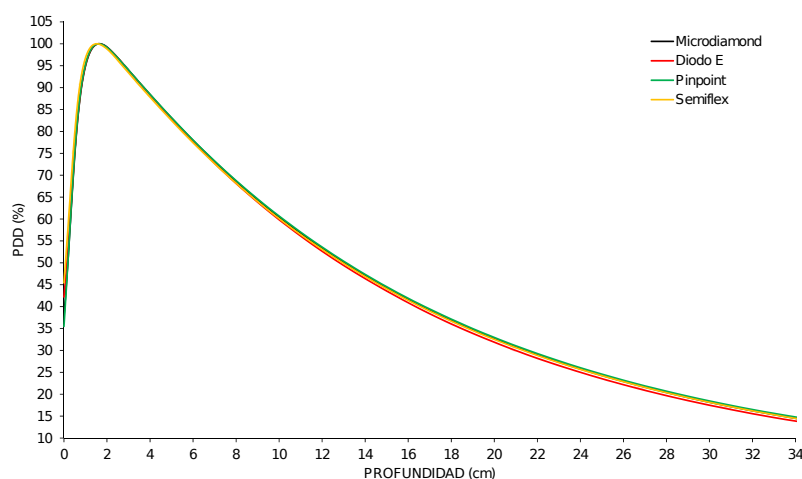


Figura 46: PDD medidas en conjunto para el campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

5.2.7 Campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$

En la figura 47 se ve las curvas que fueron medidas con el campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$. Las curvas se observan próximas entre si. Los coeficientes de variación resultaron: $CV_{10} = 0.60 \%$, $CV_{20} = 1.35 \%$ y $CV_{30} = 2.17 \%$.

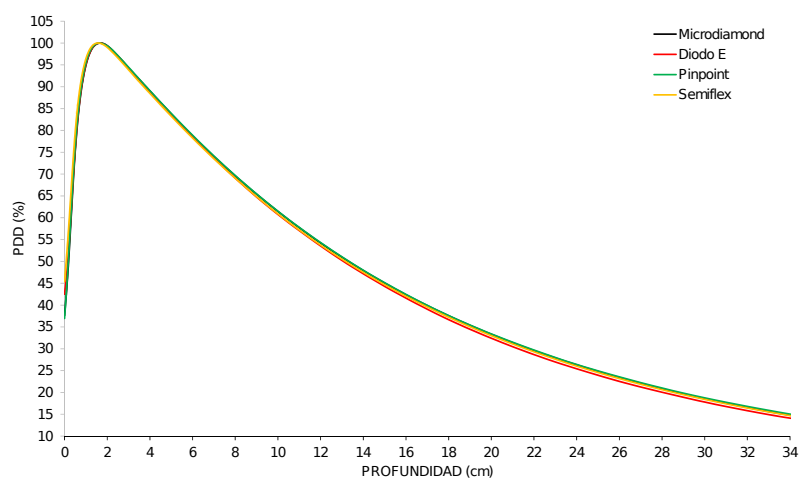


Figura 47: Curvas PDD hechas con los detectores en conjunto para el campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$.

5.2.8 Campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$

La figura 48 muestra las medidas para el campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$. Éstas se próximas entre si. Donde los coeficientes de variación son: $CV_{10} = 0.59\%$, $CV_{20} = 0.93\%$ y $CV_{30} = 2.00\%$

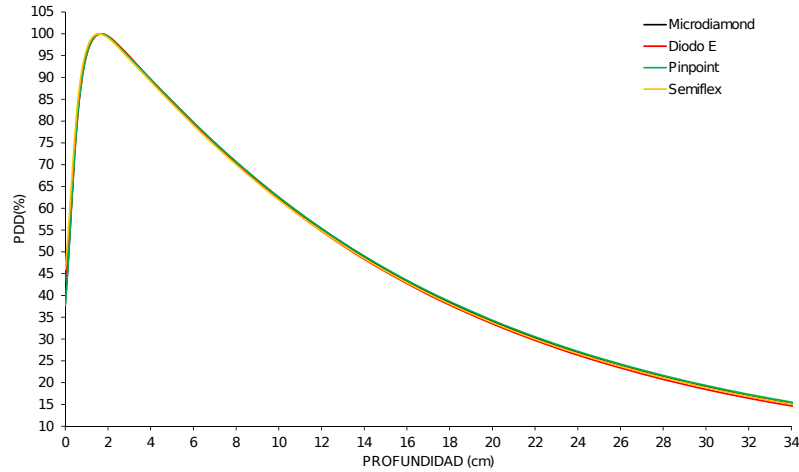


Figura 48: Curvas PDD con los detectores en conjunto para el campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$.

5.2.9 Campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$

La figura 49 muestra las medidas realizadas para el campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Los coeficientes de variación son: $CV_{10} = 0.54\%$, $CV_{20} = 0.78\%$ y $CV_{30} = 1.73\%$

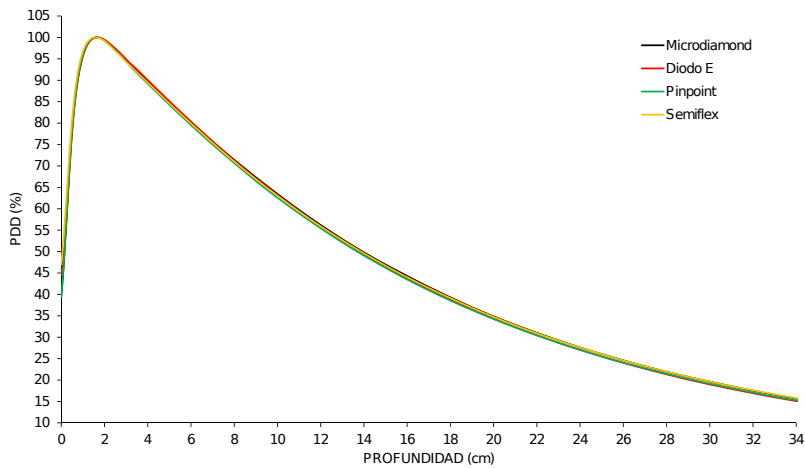


Figura 49: Curvas PDD con los detectores en conjunto para el campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

Tabla 13: Coeficientes de variación a profundidades 10 cm y 30 cm, en función del tamaño de campo.

$TC\ (cm^2)$	$CV_{10}(\%)$	$CV_{20}(\%)$	$CV_{30}(\%)$	<i>Excluyendo</i>
1	1.60	3.46	5.24	-
1	1.13	2.25	3.82	cámaras de ionización
2	0.69	1.38	2.24	-
3	0.60	1.35	2.17	-
4	0.59	0.93	2.00	-
5	0.54	0.78	1.73	-

La distribución de dosis máxima a profundidades se debe a una variación en las características espectrales de los fotones en función con el tamaño del campo.

Tabla 14: Profundidad del máximo de dosis (cm).

$TC\ (cm^2)$	$\mu Diamond$	<i>Diodo E</i>	<i>Pinpoint</i>	<i>Semiflex</i>
1	1.399	1.400	1.398	1.398
2	1.601	1.599	1.600	1.600
3	1.601	1.602	1.602	1.601
4	1.602	1.601	1.601	1.601
5	1.602	1.601	1.601	1.601

5.3 Perfiles de dosis

Todas curvas presentadas en esta sección, fueron graficadas por el software Mephysto mc². Las mediciones de penumbras y tamaños de campo fueron determinadas con este software; todos los perfiles fueron medidos a SSD = 90 cm y a profundidad de 10 cm siguiendo las recomendaciones del protocolo IAEA TRS 483 (Palmans2018).

Se muestra a continuación los perfiles de dosis para cada tamaños de campo: $1 \times 1 \text{ cm}^2$ hasta $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

5.3.1 Campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$

En la figura 50 se muestra las curvas de perfiles sin normalizar al máximo de dosis con todas los sistemas de detección. Al igual que en los factores de campo y las curvas PDD se observa que las cargas recolectadas por cada detector son diferentes debido a sus propias características y en especial al volúmenes y al sus densidades ($Z_{efectivo}$).

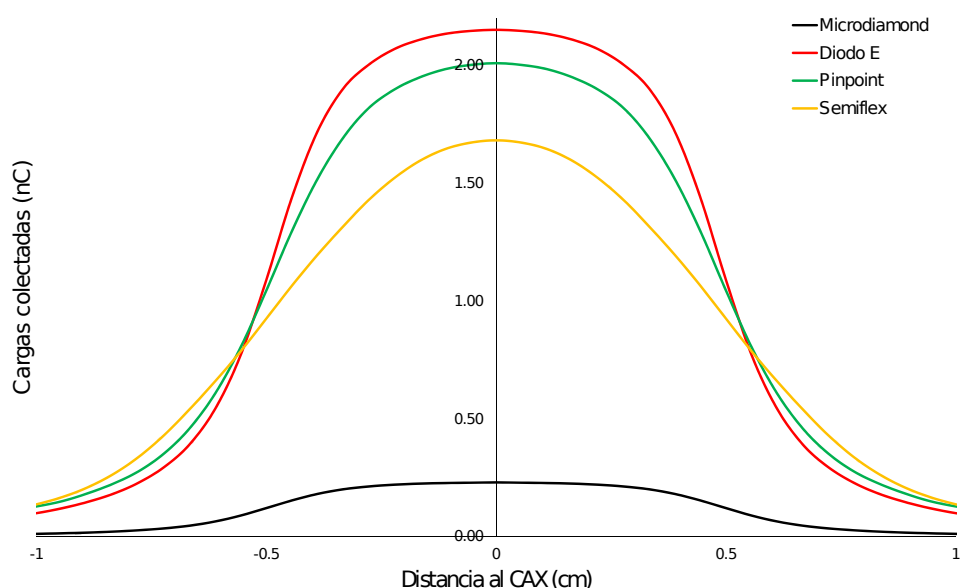


Figura 50: cargas colectadas sin normalizar.

Para este tamaño de campo se evidencia la importancia del volumen sensible de las cámaras de ionización. Las penumbras son más anchas que las determinadas por los detectores de estado sólido. El comportamiento entre los detectores de estado sólido es muy parecido. El detector microDiamond 60019 presenta una curva intermedia entre el Diodo E 600017 y la cámara Pinpoint 31014. En la figura 51 se observa que la región de penumbra los perfiles de las cámaras de ionización se puede diferenciar claramente, a excepción de los detectores de estado sólido, cuyas curvas casi se superponen. Todos estos efectos y consecuencias se observan de igual manera para campos de mayor tamaño, pero conforme el campo aumenta estos efectos

disminuyen cada vez más.

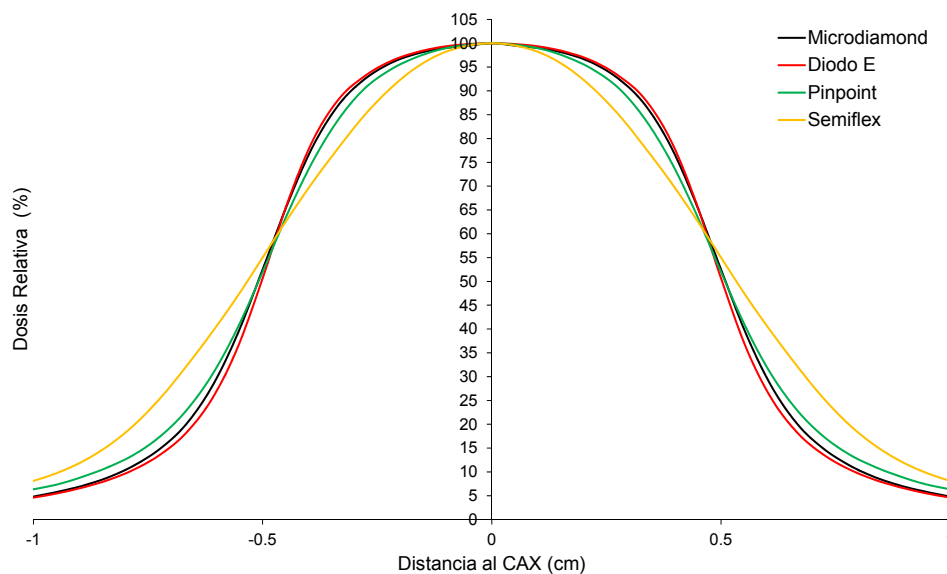


Figura 51: Perfiles de dosis obtenidos con todos los detectores.

En la tabla 15 se observa los resultados de los tamaños de campo y penumbras de cada detector.

Tabla 15: Mediciones de perfiles de dosis para el tamaño de campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ con todos los detectores en conjunto.

<i>Detector</i>	<i>TC medido (cm)</i>	<i>Penumbra (cm)</i>
$\mu\text{Diamond}$	1.018	0.23
<i>DiodoE</i>	1.008	0.20
<i>Pinpoint</i>	1.037	0.34
<i>Semiflex</i>	1.064	0.46

5.3.2 Campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$

En la figura 52 y la tabla 16 se observa que emplear cualquiera de las cámaras de ionización causa que la penumbra sea más ancha que los medidos con los detectores de estado sólido. El efecto es más notorio en la cámara Semiflex 31010.

En los detectores de estado sólido arrojan resultados parecidos, el microDiamond 60019 aun sigue arrojando valores ligeramente inferiores en comparación al los valores del Diodo E 60017.

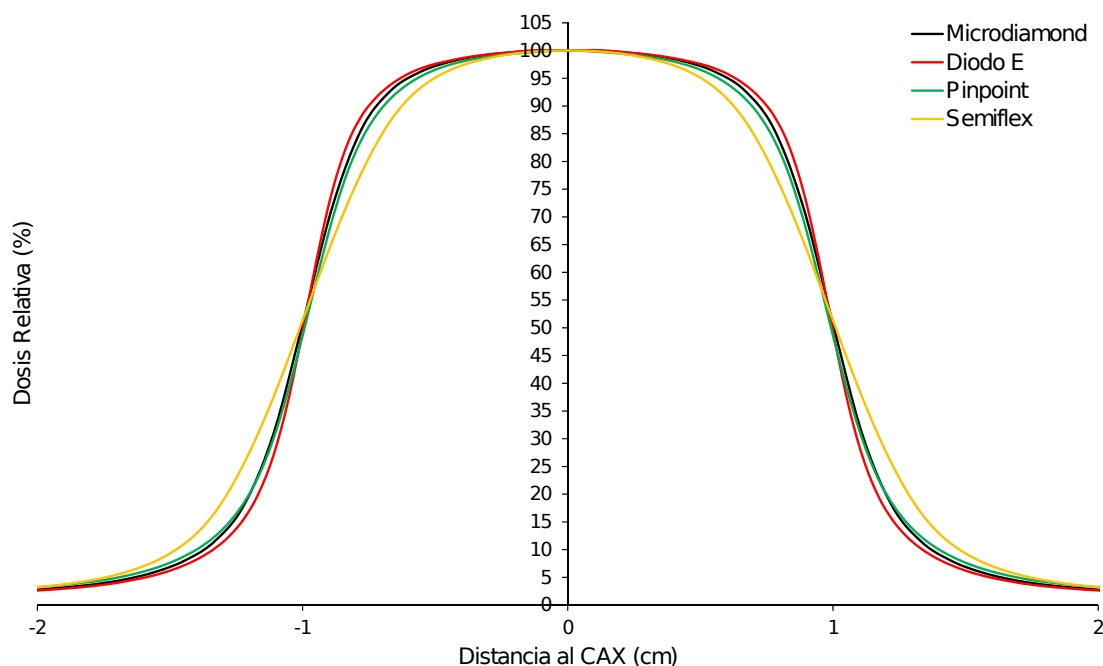


Figura 52: Perfiles de dosis obtenidas con todos los detectores.

En la tabla 16 se ven los resultados de los tamaños de cada haz y penumbras de cada detector.

Tabla 16: Mediciones de perfiles de dosis para el tamaño de campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$ con todos los detectores en conjunto.

<i>Detector</i>	<i>TC medido (cm)</i>	<i>Penumbra (cm)</i>
<i>μDiamond</i>	2.004	0.34
<i>DiodoE</i>	1.994	0.31
<i>Pinpoint</i>	2.025	0.40
<i>Semiflex</i>	2.048	0.52

5.3.3 Campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$

En la figura 53 y la tabla 17 se observa que al medir con las cámaras de ionización los valores de las penumbras son más amplias que los medidos por los detectores de estado sólido. Es más notorio para cámara Semiflex 31010, debido al volumen relativamente grande, este hecho se observa también pero en menor magnitud para la cámara Pinpoint 31014.

En los detectores de estado sólido arrojan resultados parecidos, el microDiamond 60019 aun sigue arrojando valores ligeramente inferiores en comparación al los valores del Diodo E 60017.

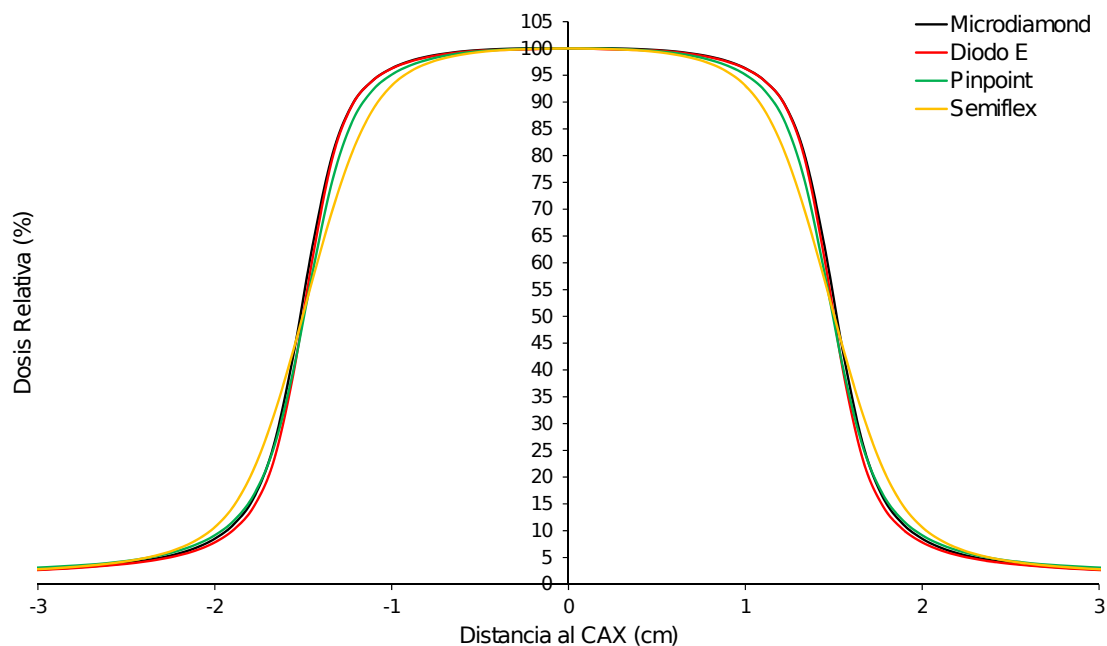


Figura 53: Perfiles obtenidas con todos los detectores.

En la tabla 17 se observan los resultados del campo y penumbras de cada detector.

Tabla 17: Mediciones de perfiles de dosis para el tamaño de campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$ con todos los detectores en conjunto.

<i>Detector</i>	<i>TC medido (cm)</i>	<i>Penumbra (cm)</i>
<i>μDiamond</i>	3.010	0.36
<i>DiodoE</i>	3.005	0.33
<i>Pinpoint</i>	3.036	0.41
<i>Semiflex</i>	3.044	0.54

5.3.4 Campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$

En la figura 54 y la tabla 18 se observa que el uso de cualquiera de las cámaras de ionización causa que se midan valores de penumbra más ancho que los medidos con los detectores de estado sólido. El efecto es más notorio en la cámara Semiflex 31010, debido a su mayor volumen sensible y en menor magnitud la cámara Pinpoint 31014.

En los detectores de estado sólido arrojan resultados parecidos, el microDiamond 60019 aun sigue arrojando valores ligeramente inferiores en comparación al los valores del Diodo E 60017.

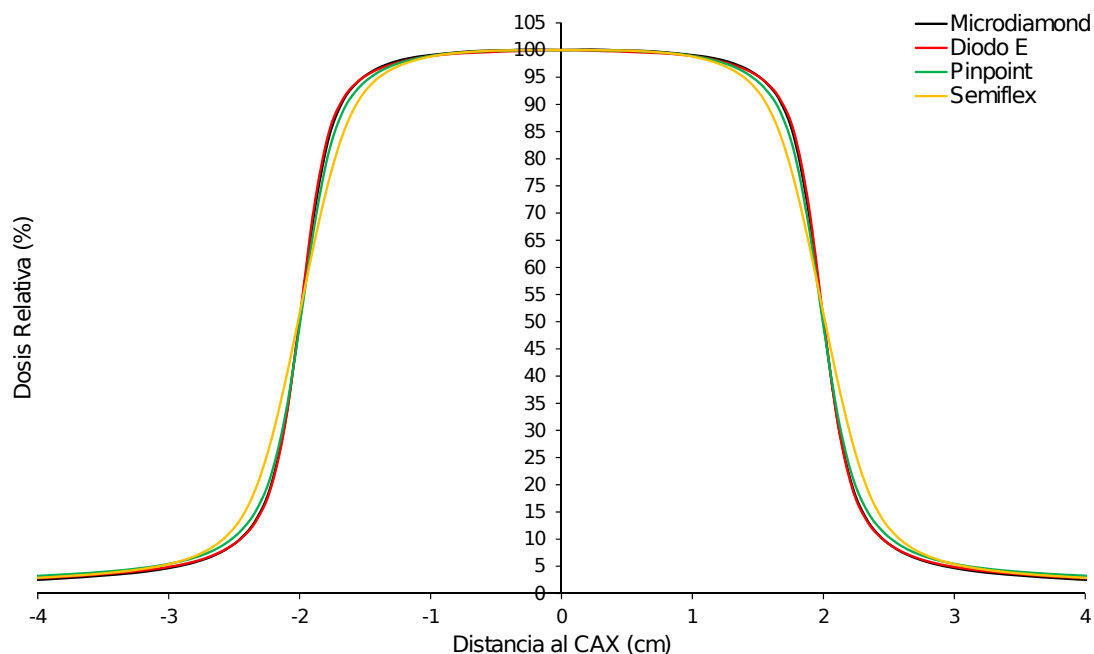


Figura 54: Perfiles obtenidas con todos los detectores.

En la tabla 18 se observa las medidas de campo y penumbras de cada detector.

Tabla 18: Mediciones de perfiles de dosis para el tamaño de campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$ con todos los detectores en conjunto.

<i>Detector</i>	<i>TC medido (cm)</i>	<i>Penumbra (cm)</i>
<i>μDiamond</i>	4.006	0.38
<i>DiodoE</i>	4.001	0.36
<i>Pinpoint</i>	4.019	0.43
<i>Semiflex</i>	4.032	0.55

5.3.5 Campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$

En la figura 55 y la tabla 19 se observa que al emplear cualquiera de las dos cámaras de ionización causa que se midan valores de penumbra más ancho que los medidos con los detectores de estado sólido. El efecto es más notorio en la cámara Semiflex 31010, debido a su mayor volumen sensible y en menor magnitud la cámara Pinpoint 31014.

En los detectores de estado sólido arrojan resultados parecidos, el microDiamond 60019 aun sigue arrojando valores ligeramente inferiores en comparación al los valores del Diodo E 60017.

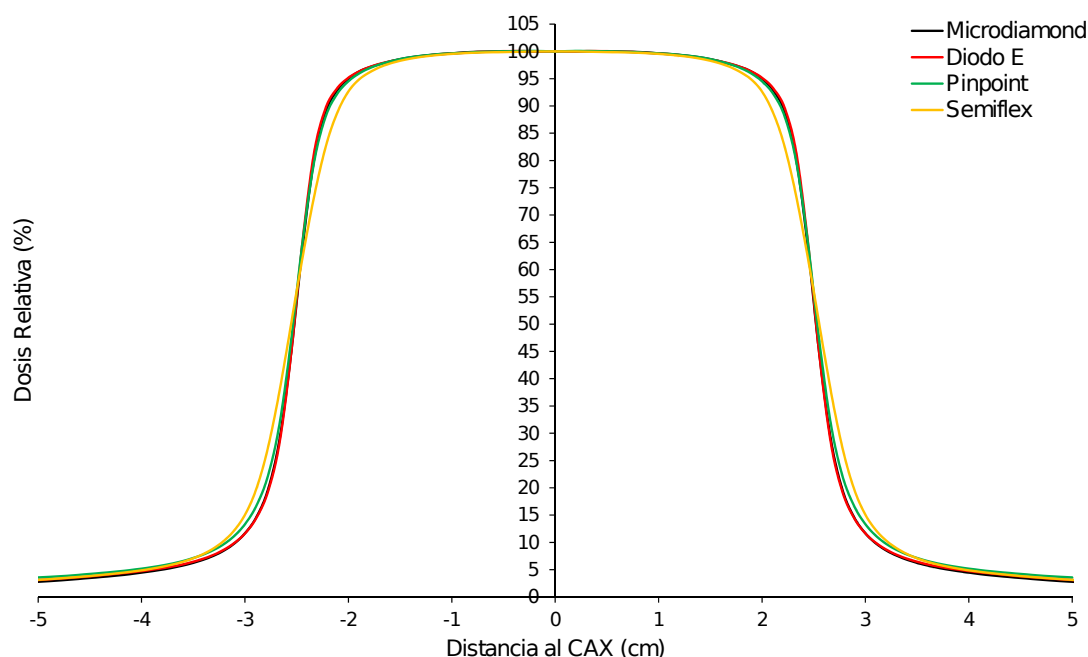


Figura 55: Perfiles obtenidas con todos los detectores.

En la tabla 19 se ve las medidas de los diferentes tamaños de campo y penumbras de cada detector.

Tabla 19: Mediciones de perfiles de dosis para el tamaño de campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ con todos los detectores en conjunto.

<i>Detector</i>	<i>TC medido (cm)</i>	<i>Penumbra (cm)</i>
<i>μDiamond</i>	5.050	0.41
<i>DiodoE</i>	5.048	0.40
<i>Pinpoint</i>	5.062	0.46
<i>Semiflex</i>	5.079	0.56

A partir de los resultados obtenidos, se infiere que los detectores más apropiados para medir perfiles de dosis en campo pequeños son los detectores de estado sólido (microDiamond 60019 y Diodo E 60017). De los cuatro detectores utilizados, son los de menor área, por lo cual son los mas aptos para medir las penumbras. Los resultados que se obtuvo con ambos detectores son similares, como se observa en las figuras y tablas. El detector microDiamond 60019 ,aunque por su mayor área sensible las penumbras resultan ligeramente ensanchadas en un 15 % más para el campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$, es también un buen candidato.

A continuación se muestran las figuras 56 y 57 que muestran las diferencias de las penumbras medidas por cada uno de los detectores en conjunto para todos los tamaños de campo.

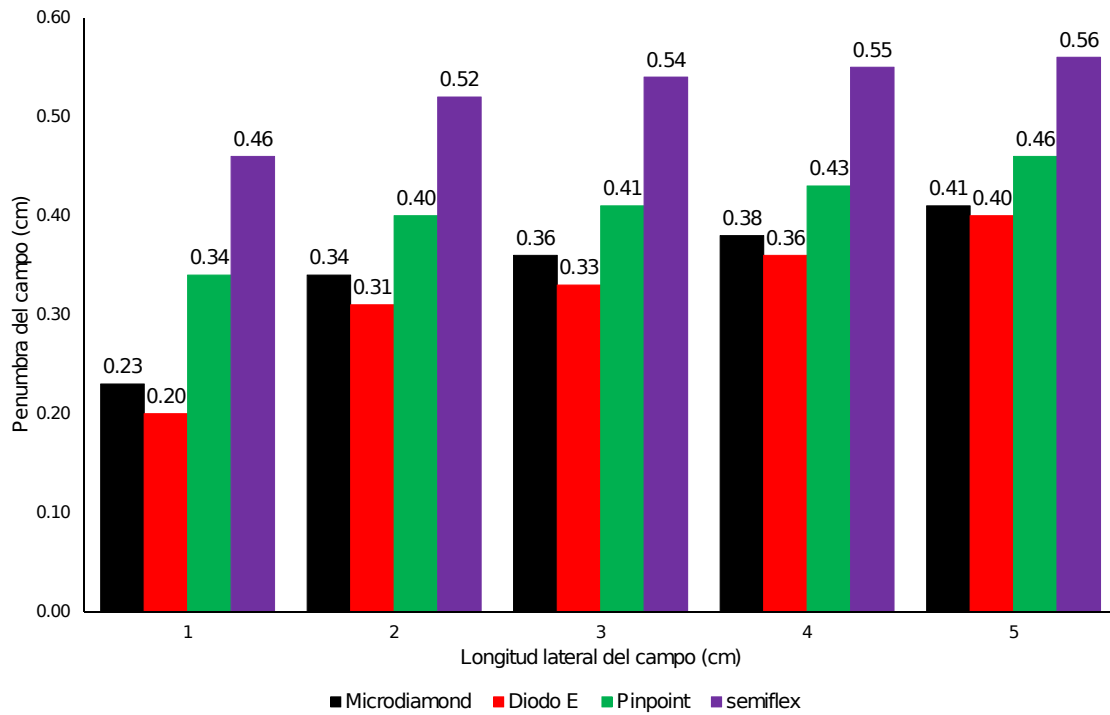


Figura 56: Comparación de medidas de la penumbras en conjunto para cada tamaño de campo.

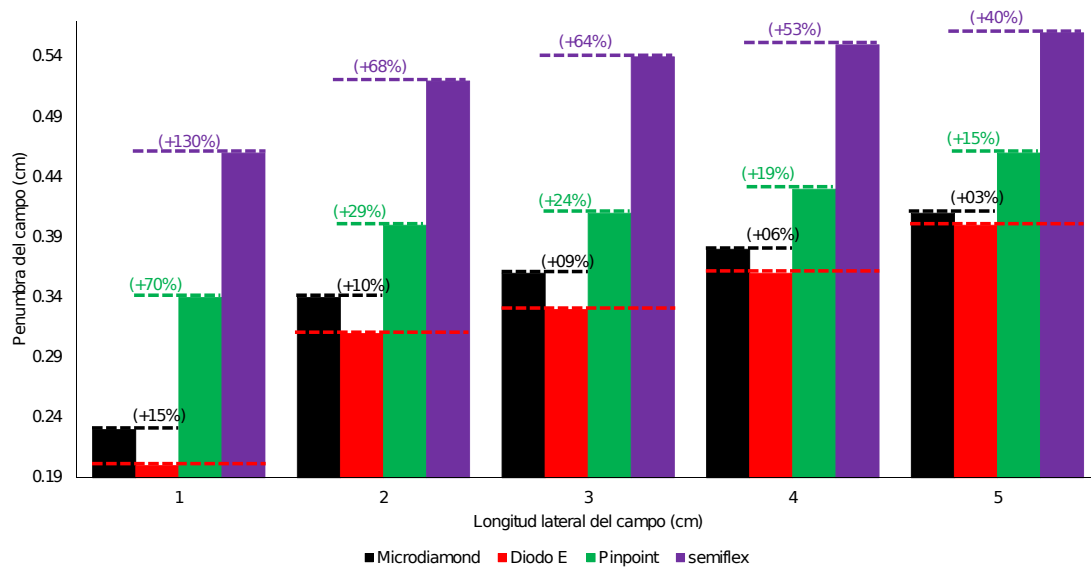


Figura 57: Diferencia porcentual de las penumbras en conjunto para cada tamaño de campo.

CAPÍTULO 6: Conclusiones

En la tesis se expone los conceptos básicos para entender los problemas en dosimetría para campos pequeños. El trabajo también incluye a cuatro sistemas de detección utilizadas en la medición de dosis en haces de fotones de uso clínico en radioterapia, sobre todo aquellos disponibles en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. Se realizaron mediciones de los tres parámetros. Llevadas a cabo dichas prácticas y analizados los resultados obtenidos, se infiere lo siguiente:

1. Se requiere factores de corrección para cada sistema de detección debido a que los OF no son equivalentes a los OF que normalmente se usa en campos convencionales.
2. Los sistemas de detección más adecuados para medir OF son los detectores de estado solido, es decir, PTW microDiamond 60019 y PTW Diodo E 60017.
3. Al registrar las curvas PDD se observó que al disminuir el tamaño de campo aumenta la dispersión de los valores de los PDD con cuatro detectores. Este hecho fue estudiado haciendo el uso de coeficientes de variación calculados a dos profundidades de 10 cm, 20 cm y 30 cm. Se evidencia el aumento del coeficiente de variación cuando disminuye del tamaño del haz y con el aumento de la profundidad.
4. En las mediciones de perfiles, el aumento de la penumbra por parte de la Pinpoint 31014 y Semiflex 31010 se debe al efecto de volumen. En haces inferiores a $3 \times 3 \text{ cm}^2$ este efecto se vuelve especialmente importante.
5. El detector microDiamond debido a su área sensible de detección (con diámetro 2.2 mm y de geometría circular) presentan penumbras levemente más grandes en comparación al Diodo E.
6. En general; al medir con los cuatro sistemas de detección y comparar los resultados se evidencia la existencia de diferencias dosimétricas en los tres parámetros medidos cuando disminuye el tamaño de campo, estas diferencias se acentúan más en campos menores a $3 \times 3 \text{ cm}^2$.

CAPÍTULO 7: Recomendaciones

De acuerdo a los resultados y conclusiones se desprende las siguientes recomendaciones para los tres parámetros medidos.

1. Se recomienda el uso de detectores cuyo factores de campo (OF), en un determinado tamaño de campo, sea lo más cercano posible a la unidad; los detectores de estado sólido cumplen con esta condición.
2. Al medir PDD no se ideal el uso de los detectores Semiflex y Pinpoint en campos menores a $2 \times 2 \text{ cm}^2$.
3. Al medir perfiles de dosis se recomienda el uso de los detectores de estado sólido y para una mayor exactitud y precisión a la hora de medir dosis en la región de penumbra se recomienda el detector tipo diodo (Diodo E 60017) debido a su mayor resolución espacial.
4. Teniendo en cuenta los resultados anteriormente presentados y las características de la tabla 3 de los detectores de estado sólido, se llegó a la conclusión que el microDiamond 60019 es un buen detector para realizar procesos de dosimetría en campos pequeños para haces de 6 MV de energía nominal en el acelerador lineal de uso clínico.

Anexos

Penetración del haz de fotones en un paciente

Un haz de fotones se propaga en el aire o en el vacío siguiendo la ley del inverso al cuadrado.

Cuando un haz se propaga a través de un fantoma o de un paciente, la deposición de dosis se ve afectada por tres parámetros:

- La ley del inverso al cuadrado.
- La atenuación exponencial del haz primario.
- Dispersión de los fotones dentro del paciente.

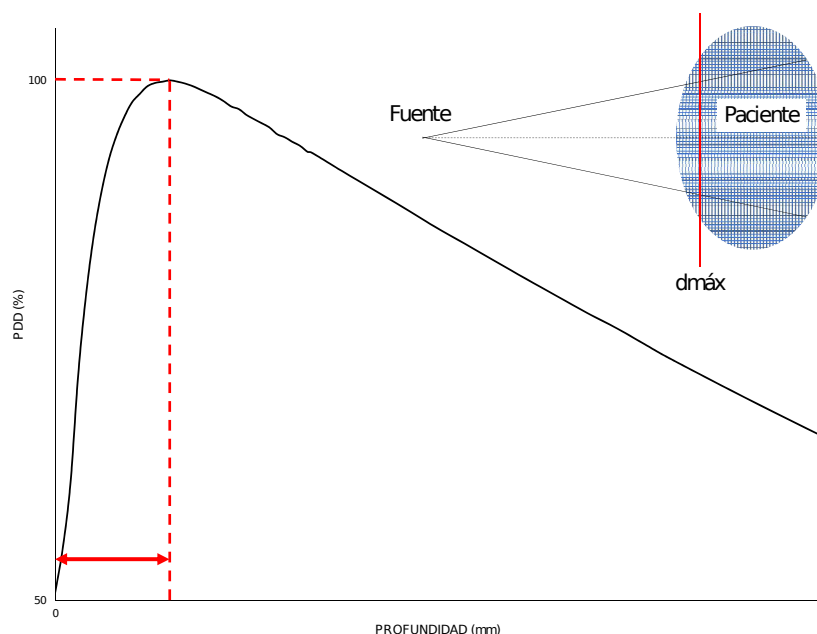


Figura 58: Ilustración gráfica de la curva de interacción de los fotones en el tejido humano.

Ley del inverso del cuadrado de la distancia

- Los fotones para una fuente puntual cerca viajan a través del aire, divergen y se esparcen sobre la superficie que va incrementando en área.
- La atenuación y dispersión en aire puede ser desconsiderada porque la densidad del aire es baja ($0.00129 \text{ g.cm}^{-3}$). Para una distancia de 80 cm de aire tendrá una equivalencia de 1 mm de agua.
- Si la dispersión para este diagrama es despreciable, la caída de la dosis para tejido en aire a cierta distancia de la fuente será gobernada directamente por la pérdida de la fluencia de fotones primarios.

- La divergencia de fotones primarios de la fuente será proporcional a (d_1) y (d_2) , siendo d_1 y d_2 distancia de la fuente, respectivamente.

Consideramos una fuente S emite fotones con una fluencia Φ_A a la distancia d_a y una fluencia de fotones Φ_B a la distancia d_b . Si asumimos que no hay interacción de fotones con el aire entre las áreas A y B entonces (Attix2008, Brosed2011, Podgorsak2005)

$$N_{total} = \Phi_A \cdot A = \Phi_B \cdot B \quad (58)$$

$$\frac{\Phi_A}{\Phi_B} = \frac{B}{A} = \frac{d_b^2}{d_a^2} \quad (59)$$

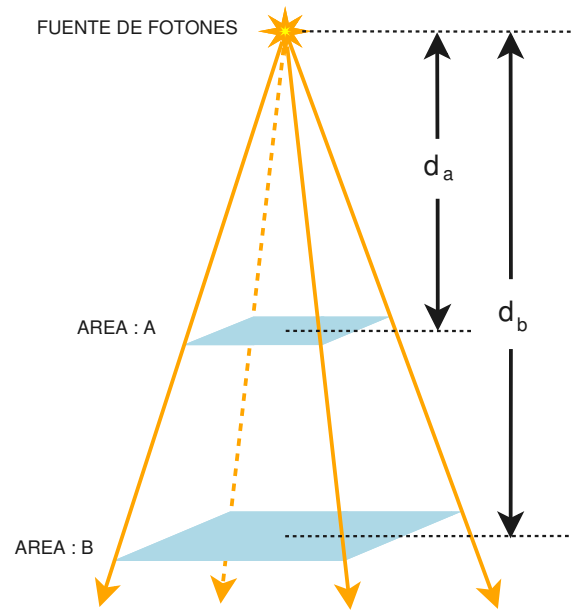


Figura 59: ley del inverso del cuadrado de la distancia.

Porcentaje de dosis en profundidad PDD

La variación de la dosis está gobernada por tres efectos: Ley de inversa al cuadrado, Atenuación exponencial y dispersión. PDD en función de la SSD (aumenta cuando aumenta la SSD) y se expresa mediante la ecuación siguiente:

$$PDD(d, area, d_1) = 100 \cdot \left(\frac{d_1 + d_{máx}}{d_1 + d} \right)^2 \cdot e^{-\mu(d - d_{máx})} \cdot K_s \quad (60)$$

Donde:

- $\left(\frac{d_1 + d_{máx}}{d_1 + d} \right)^2$: La ley del inverso al cuadrado.
- $e^{-\mu(d - d_{máx})}$: La atenuación exponencial del haz primario.

- K_s : Dispersión de los fotones dentro del paciente.

En la figura 60 se muestra los PDD de haces de fotones de 6 MV para campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a SSD de 90 cm. Se puede ver que la dosis absorbida a profundidad aumenta con el tamaño de campo. Estas curvas PDD están hechas por la cámara de ionización Semiflex 31010, detector de uso habitual en dosimetría de haces con fotones y electrones que sigue el protocolo IAEA-TRS-398 (Andreo2002).

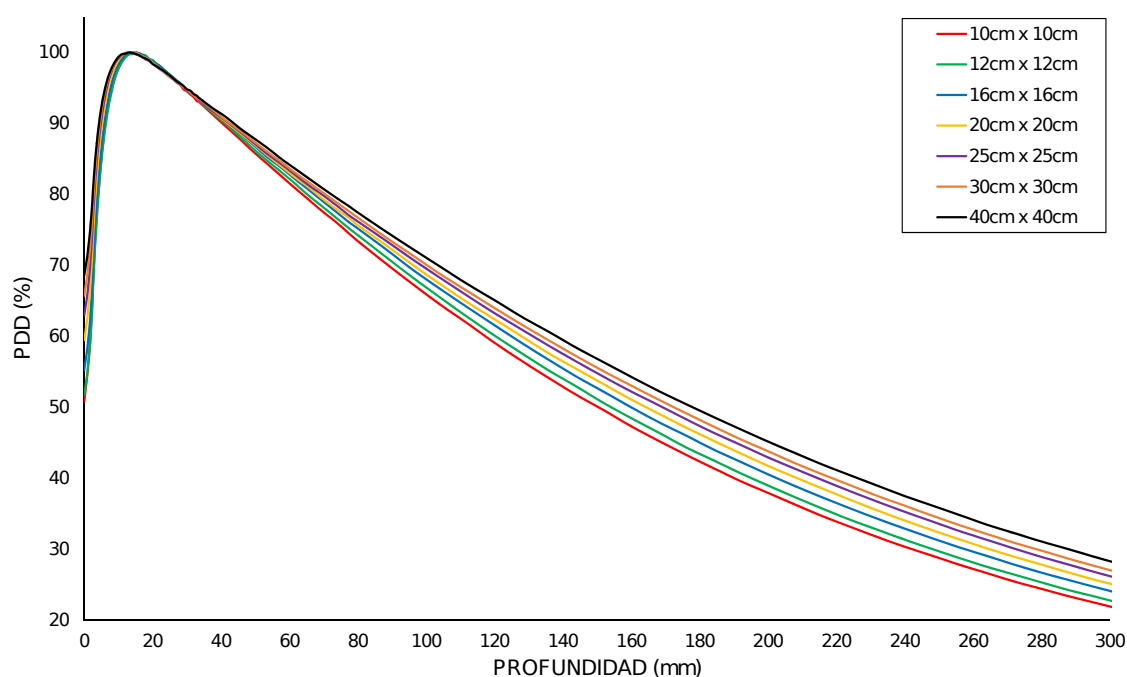


Figura 60: Respuesta de las curvas PDD para cámara de ionización Semiflex 31010 en tamaños de campos mayores al de referencia.

Factores de corrección de campo para haces de 6 MV

TABLE 26. FIELD OUTPUT CORRECTION FACTORS $k_{Q_{\text{clin}}Q_{\text{ref}}}^{f_{\text{clin}}f_{\text{ref}}}$ FOR FIELDS COLLIMATED BY AN MLC OR SRS CONE AT 6 MV WFF AND FFF MACHINES, AS A FUNCTION OF THE EQUIVALENT SQUARE FIELD SIZE

Detector	Equivalent square field size, S_{clin} (cm)												
	8.0	6.0	4.0	3.0	2.5	2.0	1.5	1.2	1.0	0.8	0.6	0.5	0.4
Ionization chambers													
Exradin A14SL micro Shonka slimline	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.002	1.010	1.027	—	—	—	—	—
Exradin A16 micro	1.000	1.000	1.000	1.000	1.001	1.003	1.008	1.017	1.027	1.043	—	—	—
IBA/Wellhöfer CC01	1.002	1.004	1.007	1.008	1.008	1.009	1.011	1.013	1.018	1.027	1.047	—	—
IBA/Wellhöfer CC04	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.002	1.009	1.022	1.041	—	—	—	—
IBA/Wellhöfer CC13/TC10/TC15	1.000	1.000	1.000	1.001	1.002	1.009	1.030	—	—	—	—	—	—
PTW 31002 Flexible	1.000	1.000	1.001	1.004	1.009	1.023	—	—	—	—	—	—	—
PTW 31010 Semiflex	1.000	1.000	1.000	1.001	1.002	1.008	1.025	—	—	—	—	—	—
PTW 31014 PinPoint	1.000	1.000	1.000	1.002	1.004	1.009	1.023	1.041	—	—	—	—	—
PTW 31016 PinPoint 3D	1.000	1.000	1.000	1.001	1.001	1.004	1.013	1.025	1.039	—	—	—	—

Figura 61: Factores de corrección publicados en el protocolo IAEA TRS 483 (Palmans2018).

Detector	Equivalent square field size, S_{clin} (cm)												
	8.0	6.0	4.0	3.0	2.5	2.0	1.5	1.2	1.0	0.8	0.6	0.5	0.4
Real time solid state dosimeters													
IBA PFD3G shielded diode	1.000	1.000	0.998	0.995	0.992	0.986	0.976	0.968	0.961	0.952	—	—	—
IBA EFD3G unshielded diode	1.005	1.009	1.014	1.016	1.016	1.015	1.012	1.008	1.004	0.998	0.988	0.983	0.976
IBA SFD unshielded diode (stereotactic)	1.008	1.017	1.025	1.029	1.031	1.032	1.030	1.025	1.018	1.007	0.990	0.978	0.963
PTW 60008 shielded diode	1.000	1.000	1.000	0.998	0.995	0.990	0.977	0.962	—	—	—	—	—
PTW 60012 unshielded diode	1.005	1.010	1.015	1.017	1.017	1.016	1.010	1.003	0.996	0.985	0.970	0.960	—
PTW 60016 shielded diode	1.000	1.000	0.999	0.995	0.991	0.984	0.970	0.956	—	—	—	—	—
PTW 60017 unshielded diode	1.004	1.007	1.010	1.011	1.011	1.008	1.002	0.994	0.986	0.976	0.961	0.952	—
PTW 60018 unshielded diode (stereotactic)	1.004	1.007	1.010	1.011	1.009	1.006	0.998	0.990	0.983	0.973	0.960	0.952	—
PTW 60003 natural diamond	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.001	1.003	1.009	1.026	1.045	—
PTW 60019 CVD diamond	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.997	0.993	0.989	0.984	0.977	0.968	0.962	0.955

Figura 62: Factores de corrección publicados en el protocolo IAEA TRS 483 (Palmans2018).

Accidente dosimétrico reportado sobre campos pequeños

Traducción del resumen del documento:

Muchos accidentes en radioterapia han sido reportados en Francia en los últimos años. Esto se debe a la reciente obligación legal de declarar a las autoridades nacionales de seguridad cualquier incidente significativo relacionado con el uso de radiaciones ionizantes, incluidas las aplicaciones médicas. Las causas y consecuencias de los eventos más graves en radioterapia se presentan en este documento. Se pueden aprender lecciones de posibles disfunciones técnicas de errores humanos o debilidades organizativas en cuanto a cómo se pueden prevenir tales eventos. Los aspectos técnicos se abordan aquí: en particular, cuestiones dosimétricas (Derreumaux2008).

Radiation Protection Dosimetry (2008), Vol. 131, No. 1, pp. 130-135
Advance Access publication 25 August 2008

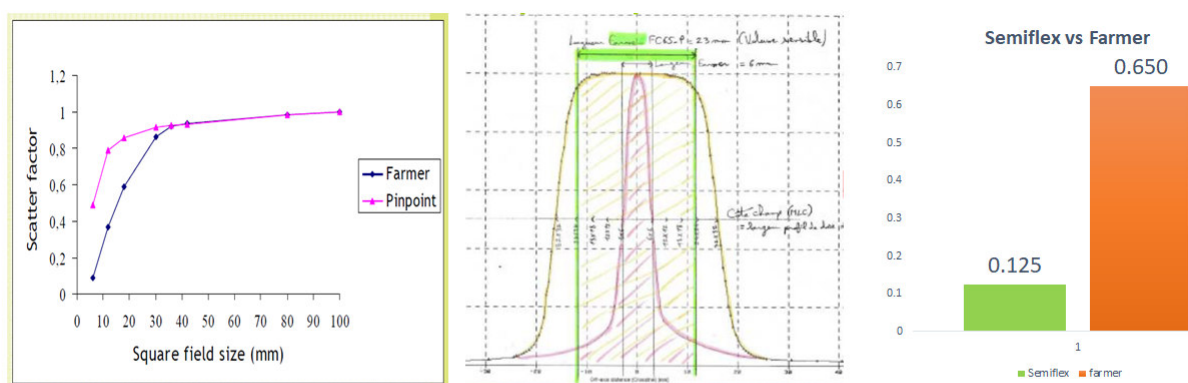
doi:10.1093/rpd/ncn235

LESSONS FROM RECENT ACCIDENTS IN RADIATION THERAPY IN FRANCE

S. Derreumaux*, C. Etard, C. Huet, F. Trompier, I. Clairand, J.-F. Bottollier-Depois, B. Aubert and P. Gourmelon

Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire, Direction de la Radioprotection de l'Homme, IRSN, BP 17, F-92262 Fontenay-aux-Roses Cedex, France

Many accidents in radiotherapy have been reported in France over the last years. This is due to the recent legal obligation to declare to the national safety authorities any significant incident relative to the use of ionising radiation including medical applications. The causes and consequences of the most serious events in radiotherapy are presented in this paper. Lessons can be learned from possible technical dysfunctions, from human errors or organisational weaknesses as to how such events can be prevented. The technical aspects are addressed here: in particular, dosimetric issues.



SOBREDOSIS: HASTA 200%
AFECTADOS: 145 PACIENTES (FRANCIA-2007)

CAMARA FARMERS : 0.65 cm^3
CAMARA PINPOINT : 0.03 cm^3

Figura 63: Accidente reportado en dosimetría de campos pequeños, Francia 2007.

Aquí la importancia de conocer los efectos que puede causar una mala dosimetría en campos pequeños y el inadecuado uso de los diversos sistemas de detección en dichos campos, como consecuencia se produjo una sobredosis de hasta un 200 % que afectó a 145 pacientes.

Certificados de calibración de los cuatro detectores utilizados en el presente trabajo

Cámara de ionización Semiflex 31010

CALIBRATION CERTIFICATE		PTW	
No. 0701785			
PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761- 49055-0 FAX +49-(0)761- 49055-70 E-Mail info@ptw.de			
Calibration Object			
Radiation Detector			
Detector	TW31010-2167		
Detector Type	Ionization Chamber		
Manufacturer	PTW-Freiburg		Order No. : AU702537
Customer	GENELECTRIC S.A. Paseo de la República, no 4020 Miraflores Lima 18, Peru		Order Date : 2007-06-14
Calibration Results			
Measuring Quantity	Absorbed Dose to Water (D_w)		
Detector Calibration Factor	$N_{D,w} = 2.935 \cdot 10^8 \text{ Gy / C}$		
Beam Quality Correction	Beam Quality	Correction Factor k_Q	Uncertainty
	^{60}Co	1.000	1.1 %
Reference Conditions	Beam Quality:	^{60}Co	
	Temperature:	293.2 K (20°C)	
	Air Pressure:	1013.2 hPa	
	Relative Humidity:	50%	
	Chamber Voltage/Polarity:	+ 400 V	
	Ion Collection Efficiency:	100 %	
Calibration Date	2007-06-28		
Recalibration Interval	2 years (recommended)		

Figura 64: Certificado de calibración para la cámara de ionización Semiflex 31010.

Cámara de ionización Pinpoint 31014

CALIBRATION CERTIFICATE

No. 0609759

PTW

PTW-Freiburg, Germany, Tel. +49-761-49054-0, Fax +49-761-49054-75, E-Mail: info@ptw.de

Calibration Object

Radiation Detector

Detector TN31014-0468
Detector Type Ionization Chamber

Manufacturer PTW-Freiburg
Customer PTW-Latin America

Order No. : AU605354
Order Date : 2006-12-15

Sala 2018 - Barra da Tijuca
BR- 22631-470 Rio de Janeiro / BRA

Calibration Results

Measuring Quantity Absorbed Dose to Water (D_w)

Detector Calibration Factor $N_{D,w} = 2.360 \cdot 10^9 \text{ Gy / C}$

Beam Quality Correction

Beam Quality

Correction Factor k_Q

Uncertainty

^{60}Co

1.000

1.1 %

Reference Conditions

Beam Quality:

Temperature:

Air Pressure:

Relative Humidity:

Chamber Voltage/Polarity:

Ion Collection Efficiency:

^{60}Co

293.2 K (20°C)

1013.2 hPa

50%

+ 400 V

100 %

Calibration Date

2006-12-29

Recalibration Interval

2 years (recommended)

Freiburg, 2007-01-02

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pöchl GmbH

(Signature)

Figura 65: Certificado de calibración para la cámara de ionización Pinpoint 31014.

Detector tipo diodo, Diodo E 60017

PTW

PRÜFSCHEIN
Test Certificate
Interne Ref. Nr. / Internal Ref. No. 1724860

PTW Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany. Tel: +49 (0)761 49095-0 Fax: +49 (0)761 49095-70 E-Mail: info@ptw.de

Detektor / Detector	Typ - Serien-Nr. / Type - Serial No.
Halbleiter-Detektor <i>Semi-Conductor</i>	[REF] TN60017 [SN] 001389
Hersteller <i>Manufacturer</i>	PTW-Freiburg Lörracher Str. 7 79115 Freiburg
Auftraggeber <i>Customer</i>	Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas - INEN Av. Angamos Este 2520, Surquillo PE-15038 Lima
Auftragsnummer / -datum <i>Order No. / Date</i>	AU1703360 / 21.11.2017
Datum der Prüfung <i>Date of test</i>	30.11.2017
Prüfer <i>Tested by</i>	M.Hommes

Der oben genannte Detektor wurde erfolgreich auf seine korrekte Funktion überprüft. Der Detektor entspricht vollständig den Spezifikationen des Datenblatts und der Gebrauchsanweisung. Die für die elektrische und radiologische Überprüfung verwendeten Prüf- und Messgeräte unterliegen der Prüfmittel-Überwachung.

Dieser Prüfschein darf nur vollständig und unverändert weiterverbreitet werden. Auszüge oder Änderungen bedürfen der Genehmigung des ausstellenden Kalibrierlaboratoriums.

Prüfscheine ohne Unterschrift haben keine Gültigkeit.

The above mentioned detector has been successfully tested for correct function. The detector fully complies with the respective specifications given in the data sheet and user manual. The test device used for electrical and radiological tests are regularly checked in a QA test scheme.

This test certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory.

Test certificates without signature are not valid.

Freiburg, 30-Nov-2017

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pöchlauer

Figura 66: Certificado de calibración para el detector tipo diodo Diodo E 60017.

Detector tipo diamante, microDiamond 60019

TEST CERTIFICATE		PTW	
No. 1704394			
PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761-49055-0 FAX +49-(0)761-49055-70 E-Mail info@ptw.de			
Test Object			
Radiation Detector			
Detector	[REF] TN60019 [SN] 123212		
Detector Type	Diamond Detector		
Manufacturer	PTW-Freiburg		
Customer	Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas - INEN Av. Angamos Este 2520, Surquillo PE-15038 Lima	Order No. : Order Date :	AU1703360 21.11.2017
Conformity			
<input checked="" type="checkbox"/>	Measured value(s) within the allowed deviation		
<input type="checkbox"/>	Measured value(s) beyond the allowed deviation		
Test Result			
Measuring Quantity	Absorbed Dose to Water (D_w)		
Response	$R_{D,w} = 1.076 \cdot 10^{-9} \text{ C / Gy}$		
Uncertainty	5.0 % (k=2)		
Reference Conditions	Beam Quality:	Co60	
	Temperature:	293.2 K (20°C)	
	Air Pressure:	1013.25 hPa	
	Relative Humidity:	50 %	
	Chamber Voltage/Polarity:	0V	
Date of Test	2017-10-16		
Test of Long-Term-Stability			
Measurement for Comparison	Test Status:	inapplicable	
	Certificate No.:	-	
	Date of Test:	-	
	Response:	-	
	Total Relative Response Change:	-	
	Time interval:	-	
	Calculated Annual Response Change:	-	
	Limit of Annual Response Change:	-	
	Response Change within allowed deviation:	-	

Figura 67: Certificado de calibración para el detector tipo diamante microDiamond 60019.

Referencias

- Alfonso, R., Andreo, P., Capote, R., Huq, M. S., Kilby, W., Kjäll, P., Mackie, T., Palmans, H., Rosser, K., Seuntjens, J., et al. (2008). A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Medical physics*, 35(11):5179–5186.
- Andreo, P., Huq, M. S., Westermarck, M., Song, H., Tilikidis, A., DeWerd, L., and Shortt, K. (2002). Protocols for the dosimetry of high-energy photon and electron beams: a comparison of the iaea trs-398 and previous international codes of practice. *Physics in Medicine & Biology*, 47(17):3033.
- Attix, F. H. (2008). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons.
- Brosed, A. (2011). Fundamentos de física médica, vol. 1 medida de la radiación, ed. *Sociedad Española de Física Médica (SEFM)*.
- Burcham, W. (1974). *Física nuclear*. Reverté.
- Das, I. J., Ding, G. X., and Ahnesjö, A. (2008). Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical physics*, 35(1):206–215.
- Derreumaux, S., Etard, C., Huet, C., Trompier, F., Clairand, I., Bottollier-Depois, J.-F., Aubert, B., and Gourmelon, P. (2008). Lessons from recent accidents in radiation therapy in france. *Radiation protection dosimetry*, 131(1):130–135.
- Jackson, J. D. (1980). *Electrodinámica clásica*. Number 537.8 JAC.
- Johns, H. and Cunningham, J. (1983). *The physics of radiology* 4th edn (springfield, il: Thomas).
- Khan, F. M. and Gibbons, J. P. (2014). *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Laub, W. U. and Wong, T. (2003). The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in imrt. *Medical physics*, 30(3):341–347.
- Palmans, H., Andreo, P., Huq, M. S., Seuntjens, J., Christaki, K. E., and Meghzifene, A. (2018). Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of trs-483, the iaea–aapm international code of practice for reference and relative dose determination. *Medical physics*, 45(11):e1123–e1145.
- Podgorsak, E. B. et al. (2005). Radiation oncology physics. *Vienna: International Atomic Energy Agency*, pages 123–271.
- PTW. (2019); *Detectors:including codes of practice. ionizing radiation*.
- Seltzer, S., Bartlett, D., Burns, D., Dietze, G., Menzel, H.-G., Paretzke, H., and Wambersie, A. (2011). Fundamental quantities and units for ionizing radiation. *ICRU Journal*, 11(1):1.
- Spretz, T. E. (2016). *Dosimetría de campos pequeños de fotones en radioterapia. Intercomparación entre distintos detectores*. PhD thesis, Universidad Nacional de Cuyo.

- Thomas, D. J. (2012). ICRU report 85: fundamental quantities and units for ionizing radiation.
- Venencia, D., Garrigó, E., Filipuzzi, M., and Germanier, A. (2014). Experimental comparison of profiles of acquired small fields with ionization chambers, diodes, radiochromic films and TLD films.
- Wurfel, J. U. (2013). Dose measurements in small fields. *Med Phys*, 1(1):81–90.